

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR  
ANNICK CHAMPAGNE

ÉVALUATION DE LA FATIGABILITÉ MUSCULAIRE DES EXTENSEURS  
LOMBO-PELVIENS : EFFETS DE LA TÂCHE ET DE L'ÂGE.

NOVEMBRE 2008

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ.....	i
ABSTRACT.....	iii
REMERCIEMENTS.....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	vi
LISTE DES FIGURES.....	vii
CHAPITRES	
I.    INTRODUCTION.....	1
II.   CADRE THÉORIQUE.....	6
Manifestations de la fatigue musculaire.....	6
Fatigue centrale.....	7
Fatigue périphérique.....	10
Signal électromyographique et fatigue musculaire.....	11
L'amplitude du signal EMG.....	13
Le spectre de fréquences du signal EMG.....	15
Fatigabilité musculaire des paraspinaux .....	17
État des connaissances.....	17
Méthodologie de l'évaluation de la fatigabilité musculaire des paraspinaux lombaires.....	20
Adaptations neuromusculaires chez les personnes âgées de 65 ans et plus.....	24

III.	PROBLÉMATIQUE.....	30
	Problématique de recherche.....	30
	Objectifs spécifiques et hypothèses de recherche.....	31
IV.	ARTICLE I: BACK HIP EXTENSOR MUSCLE FATIGUE IN HEALTHY SUBJECTS: TASK-DEPENDENCY EFFECT OF TWO SORENSEN VARIANTS.....	32
	Situation de l'article I dans le mémoire.....	32
	Abstract.....	34
	Introduction.....	35
	Methods.....	36
	Participants.....	36
	Experimental protocol.....	37
	Data analysis.....	39
	Statistical analysis.....	39
	Results.....	40
	Discussion.....	46
	Conclusion.....	49
V.	ARTICLE II: EFFECT OF AGING ON FATIGUE OF LOMBO- PELVIC EXTENSOR MUSCLES DURING A MODIFIED SORESEN TEST.....	50
	Situation de l'article II dans le mémoire.....	50
	Abstract.....	52
	Introduction.....	54
	Methods.....	56

Participants.....	56
Instrumentation and procedures.....	56
Statistical analysis.....	60
Results.....	61
Discussion/Conclusion.....	65
VI. DISCUSSION GÉNÉRALE.....	70
Effets de la tâche sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo- pelviens.....	70
Effets de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo- pelviens.....	74
VII. CONCLUSION GÉNÉRALE.....	79
RÉFÉRENCES.....	81

## RÉSUMÉ

Plusieurs types de protocoles d'évaluation de la fatigue des muscles paraspinaux utilisant l'électromyographie (EMG) ont été proposés dans la littérature. La comparaison des indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux entre certaines positions de test a confirmé l'hypothèse de la dépendance de la tâche sur la fatigabilité de ces muscles. Lors d'un protocole de Sorensen, les muscles extenseurs pelviens tendent à fatiguer simultanément avec les muscles paraspinaux. Il est donc important d'évaluer l'influence de la position de test sur le taux de fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens.

Parallèlement, des adaptations neuromusculaires apparaissent avec l'âge et elles sont probablement à l'origine de différences dans les indices EMG de la fatigue musculaire, entre des sujets âgés de 65 ans et plus et des sujets plus jeunes. Il semble que l'ampleur de ces adaptations varie selon les muscles. Il n'existe aucune étude ayant évalué la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens chez les personnes âgées de plus de 65 ans.

Par conséquent, les objectifs de ce projet de recherche furent d'étudier l'influence de la position de test ainsi que l'effet de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens.

La première étude a permis de comparer les indices de fatigue EMG (valeurs de pentes de la fréquence médiane du signal EMG en fonction du temps) des muscles extenseurs lombo-pelviens, de même que la durée des tests, entre deux variantes du

test de Sorensen : (a) sur une table horizontale (S1) et (b) sur une chaise romaine de 45° (S2). Nous avons observé que les muscles extenseurs lombo-pelviens se fatiguent de façon simultanée durant les deux tests. Cependant, seuls les indices de fatigue EMG des muscles à L5 ont démontré un effet de dépendance de la tâche entre les 2 tests. Ainsi, il apparaît que les extenseurs de la hanche contribuent à la distribution des contraintes occasionnées par la masse du haut du corps lors des deux tests, mais à un différent degré.

La seconde étude avait pour objectif d'évaluer l'effet de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens durant un test modifié de Sorensen (sur une chaise romaine orientée à 45°). Les aînés ont démontré un plus faible taux de fatigue des muscles paraspinaux à L5 ainsi qu'une tendance à une plus faible durée de test lors du test de Sorensen modifié. Il est possible que la contribution des muscles extenseurs de la hanche à la distribution des contraintes occasionnées par la masse du haut du corps varie en relation avec l'âge, expliquant le plus faible taux de fatigue que nous avons obtenus au niveau des muscles paraspinaux à L5 chez les sujets aînés. De plus, il semble que le plus faible niveau de force musculaire maximale (test isométrique en position semi-accroupie) observé chez les sujets aînés soit insuffisant pour induire une différence significative du niveau de charge relative (pourcentage de la force musculaire maximale requise afin de maintenir la position contre gravité du tronc) entre les deux groupes d'âges durant le test de Sorensen modifié.

## ABSTRACT

Paraspinal muscle fatigability during various back extension tests has been widely investigated by electromyography and its task-dependency established recently. A previous study also demonstrated hip extensor muscle fatigability during the Sorenson test. However, the task-dependency effect of back and hip extensor muscle fatigue has not been investigated.

Concurrently, age-related change in neuromuscular system is well established and lead to differences in EMG fatigue indices during assessment of muscle fatigue between young and elderly subjects. It appears that neuromuscular adaptations with aging vary according to the muscles. However, no study has investigated muscle fatigue of lombopelvic extensor muscles in elderly subjects.

Therefore, the objectives of this study was 1) to investigate the task-dependency effect of lombopelvic extensor muscle fatigue during two variants of the Sorensen test and 2) to assess the effect of aging on lombopelvic muscle fatigue.

The first study allowed to compare EMG fatigue indices (MPF/T slope values) of lombopelvic extensor muscles as well as holding time between two variants of the Sorensen test: (a) on a horizontal table (S1) and (b) on a 45° roman chair (S2). Our results indicated that hip extensor muscle fatigue simultaneously with paraspinal muscle fatigue during both Sorensen variants. However, only L5 level EMG fatigue indices showed a task-dependency effect between S1 and S2. Hip extensor muscles appear to contribute to load-sharing of the upper body mass during



both Sorenson variants, but to a different extent since L5 level fatigue differed between the Sorensen variants.

The objective of the second study was to assess age effect on lombopelvic extensor muscle fatigue during a modified Sorensen test (on a 45° roman chair). Elderly subjects showed a lower rate of muscle fatigue at L5 level muscle and a lower holding time than young subjects. It appears that hip extensor muscles contribution to load-sharing of the upper body mass during the modified Sorensen test may change with aging, explaining the lower rate of muscle fatigue at L5 level with elderly subjects. Indeed, the lower muscle strength (static lift test in a semicrouched position) observed in elderly subjects may be not be sufficient to induce a significant difference of relative load (percentage of maximal muscle strength needed to maintained the position of unsupported upper body mass) during the modified Sorensen test between the two age groups.

## REMERCIEMENTS

Je m'approprie ces quelques lignes afin de remercier les personnes qui m'ont soutenu au cours de ce projet de recherche. Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Dr Danik Lafond, pour sa grande disponibilité et pour m'avoir transmis sa passion pour la recherche et la « rigueur scientifique ». Il a brillamment su m'amener à me surpasser et entretenir ma motivation tout au long de mon cheminement. Je retire de son enseignement d'importantes leçons qui me guideront tout au long de mes projets futurs. Sincèrement, merci.

Je ne peux passer sous silence le support apporté par le Dr Martin Descarreaux, D.C. Merci pour votre expertise et aussi pour toutes les opportunités académiques considérables que vous m'avez donnée!

J'aimerais remercier Max pour son aide et son précieux support lors de mes expérimentations. Merci aussi pour le voyage en sol cubain, qui m'a permis de « recharger mes batteries »! Merci à Rosalie pour sa grande écoute lors de mes nombreux questionnements et pour savoir me faire rire durant les moments de lassitude. Je tiens aussi à remercier tous ceux qui m'ont aidé durant la collecte de données, spécialement Judith et Mylène (qui méritent le prix de meilleurs recruteurs de sujets!).

Enfin, je ne peux passer sous silence le support inestimable de ma famille, sans qui je ne serais pas à ce niveau aujourd'hui. Votre appui inconditionnel, malgré mes nombreux « écarts d'humeur », fut inestimable dans la réussite de mon projet. Un merci très spécial à vous tous.

## LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
2.1. Méthodologies utilisées pour comparer la fatigue musculaire des sujets jeunes et âgés et résultats obtenus.....	27
5.1. Descriptive data on participants.....	57

## LISTE DES FIGURES

Figures	Page
2.1. Principaux facteurs, tant au niveau central que périphérique, qui affectent le signal EMG en présence de fatigue musculaire.....	12
2.2. Patron de recrutement des unités motrices avec la fatigue neuromusculaire.....	14
2.3. Modulation du contenu fréquentiel (MedF) du signal EMG durant une contraction musculaire isométrique à 50 % de la CMV.....	16
2.4. Paramètres géométriques influençant le signal EMG selon a) position allongée du muscle et b) position raccourcie du muscle.....	21
4.1. Test positioning of the study subjects during Sorensen (A) and 45° Roman chair (B) back endurance testing.....	38
4.2. Correlations between Sorensen (S1) and 45° Roman chair (S2) back endurance testing for hold time (s): $r = 0.59$ , $p < 0.05$ .....	42
4.3. Average rates of median frequency change for each muscle.....	43
4.4. Correlations between Sorensen (S1) and 45° Roman chair (S2) back endurance testing for the median frequency slope (MPF/T slope; Hz/s) of T10 ( $r = 0.38$ ); L5 ( $r = 0.29$ ); GM ( $r = 0.29$ ) and BF ( $r = 0.10$ ).....	44
4.5. Correlations between hold time (s) and the median frequency slope (MPF/T; Hz/s) in S1 and S2 test.....	45
5.1. Semicrouched test position of the subject during the maximum voluntary static lift.....	58
5.2. Test positioning of the study subjects during modified Sorensen	

test (on a 45° roman chair).....	59
5.3. Between-session comparison of maximal lifting strength values for young and elderly subjects.....	62
5.4. Maximal isometric lifting strength values before and after the modified Sorensen fatiguing protocol.....	63
5.5. Average rates of median frequency change for each muscle.....	64
5.6. Coefficient of determination ( $R^2$ ) of Borg scale slopes for one young and elderly subjects.....	65

## **CHAPITRE I**

### **INTRODUCTION**

Dans les pays industrialisés, les douleurs lombaires sont la cause la plus fréquente d'incapacités physiques, provoquant environ 40% des jours d'absence au travail (Manchikanti, 2000). La prévalence à vie se situe entre 70 et 85% et la prévalence annualisée est estimée entre 15 et 45% (Andersson, 1999). Bien que généralement ces douleurs musculo-squelettiques, en phase aiguë, se résorbent en moins de 12 semaines, 20 à 34% des douleurs lombaires chez des sujets adultes persistent plus de 6 mois (Thomas, Silman, Croft, Papageorgiou, Jayson et Macfarlane, 1999; (Van Doorn, 1995).

La prévalence annualisée des douleurs lombaires chroniques (DLC) tend à augmenter avec l'âge, oscillant entre 44 et 84% chez des sujets âgés de 65 ans et plus (Andersson, 1999; (Bressler, Keyes, Rochon et Badley, 1999). Au Canada, les DLC constituent la troisième cause de problèmes de santé chroniques chez les femmes et la quatrième cause chez les hommes âgés de plus de 65 ans (Goel, Iron et Williams, 1996). Les DLC contribuent à diminuer l'autonomie fonctionnelle des femmes âgées de 65 ans et plus. Elles sont d'ailleurs deux fois plus à risque, comparativement aux femmes du même groupe d'âge n'ayant pas de DLC, d'éprouver des difficultés à réaliser certaines tâches, telles la montée d'escaliers, la marche, le soulèvement de charges de 10 livres ainsi que des activités de la vie quotidienne (Léveillé, Guralnik, Hochberg, Hirsch, Ferrucci, Langlois, Rantanen et Ling, 1999).

Les DLC sont associées à une diminution de la masse musculaire et une altération des caractéristiques des fibres musculaires apparaissant suite à un épisode aigu de douleur lombaire (Mannion, 1999). Ces modifications physiologiques sont possiblement attribuables au phénomène de déconditionnement physique, caractérisé par une diminution de la force et de l'endurance des muscles paraspinaux (Hultman, Nordin, Saraste et Ohlsen, 1993). Chez les sujets DLC, on observe d'ailleurs une diminution de la durée des tests d'endurance signifiant une fatigabilité accrue des muscles paraspinaux comparativement aux sujets sains (Biering-Sorensen, 1984; (Keller, Hellesnes et Brox, 2001; (Luoto, Heliövaara, Hurri et Alaranta, 1995).

L'utilisation de l'électromyographie (EMG) lors des tests d'endurance des muscles paraspinaux permet d'étudier les mécanismes neuromusculaires associés à la fatigue (De Luca, 1993). Pendant une contraction musculaire isométrique soutenue, les contenus temporel et fréquentiel du signal EMG se modifient dans le temps. Le taux d'augmentation de l'erreur quadratique moyenne (pente RMS/T) et le taux de diminution de la fréquence médiane (pente MedF/T) sont des indices de fatigue musculaire les plus fréquemment rapportés dans la littérature (De Luca, 1993; (Mannion, Connolly, Wood et Dolan, 1997; (Roy, De Luca, Emley, Oddsson, Buijs, Levins, Newcombe et Jabre, 1997). D'ailleurs, l'EMG constitue une méthode valide d'évaluation de la fatigue des muscles paraspinaux chez les sujets sains (Farina, Gazzoni et Merletti, 2003; (Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon et Loisel, 2003; (Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon, Loisel et Vadeboncoeur, 2002) et chez les sujets DLC (Elfving, Dederich et Nemeth, 2003; (Kramer, Ebert, Kinzl, Dehner, Elbel et Hartwig, 2005; (Larivière et al., 2002; (Roy et al., 1997).

Cependant, certaines études électromyographiques ont démontré que les sujets DLC ont un taux de fatigue plus faible des muscles paraspinaux lombaires par rapport aux sujets sains (Elfving et al., 2003; (Kramer et al., 2005; (Larivière et al., 2003; (McKeon, Albert et Neary, 2006). D'autres auteurs ont par contre conclu que les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux lombaires sont similaires entre les sujets DLC et les sujets sains (Clark, Manini, Mayer, Ploutz-Snyder et Graves, 2002; (Da Silva, Arsenault, Gravel, Larivière et de Oliveira, 2005; (Kankaanpää, Taimela, Laaksonen, Hanninen et Airaksinen, 1998b). Il semble que les sujets DLC utilisent des stratégies neuromusculaires différentes influençant les indices de fatigue EMG observées dans ces études. En effet, il semble que chez ces sujets, les extenseurs de la hanche seraient davantage sollicités lors des tests d'endurance des muscles paraspinaux (McKeon et al., 2006; (Tveit, Daggfeldt, Hetland et Thorstensson, 1994; (Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden et Snijders, 1995).

De plus, le type de tâches imposé lors de l'évaluation de l'endurance des muscles paraspinaux pourrait influencer le taux de fatigue mesuré par EMG. Les stratégies neuromusculaires lors de contractions musculaires fatigantes seraient « tâche-dépendantes » (*task-dependancy*). Bien que plusieurs protocoles soient répertoriés dans la littérature, le protocole de Sorensen est un des tests les plus utilisés dans l'évaluation de la fatigue des muscles paraspinaux (Demoulin, Vanderthommen, Duysens et Crielaard, 2006). Ce test est réalisé en décubitus ventral, les crêtes iliaques alignées avec le bord d'une table et le tronc sans support soumis à la force gravitationnelle. Quelques études comparant le protocole de Sorensen avec d'autres protocoles d'évaluation de la fatigue des muscles



paraspinaux, à une intensité variant entre 50 et 80% de la contraction isométrique maximale volontaire (CMV), ont montré que le taux de fatigue des muscles paraspinaux est similaire entre le test de Sorensen et un test isométrique en posture debout (Da Silva et al., 2005) alors qu'un test isométrique en position semi-accroupie de type mouvement de soulever de terre (« deadlift ») induit un taux de fatigue significativement moins élevé que le test de Sorensen (Da Silva et al., 2005; (Koumantakis, Arnall, Cooper et Oldham, 2001). Enfin, un taux de fatigue plus faible est observé lors du test de Sorensen (avec le tronc incliné à 40°), comparativement à un protocole en position assise (Elfving et Dederling, 2007). Le taux de fatigue des muscles paraspinaux semble donc être influencé par l'orientation segmentaire de la ceinture lombo-pelvienne. La position adoptée lors de tests d'endurance des muscles paraspinaux constitue probablement un facteur important expliquant le phénomène tâche-dépendant de la fatigabilité des paraspinaux lombaires par l'analyse des paramètres EMG. À notre connaissance, le phénomène de dépendance de la tâche (« task-dependency ») des indices de fatigue EMG des muscles extenseurs lombo-pelviens n'a pas été étudié. Ceci est important puisqu'il existe plusieurs variantes du test de Sorensen pour évaluer la fatigabilité des muscles paraspinaux.

Certaines modifications des caractéristiques neurophysiologiques musculaires surviennent avec l'âge et permettent d'expliquer les différences au niveau de la fatigabilité musculaire entre les aînés et les jeunes adultes (Allman et Rice, 2002; (Bilodeau, Erb, Nichols, Joiner et Weeks, 2001a). Lorsque la fatigue musculaire est provoquée par un niveau de contraction musculaire exprimé en pourcentage de la force maximale (force relative), les sujets âgés de plus de 65 ans

présentent un taux de fatigue moins élevé par rapport aux sujets plus jeunes (Lanza, Russ et Kent-Braun, 2004) alors que d'autres études n'ont observé aucune différence entre les aînés et les jeunes adultes (Allman et Rice, 2001). Différents protocoles d'évaluation de la fatigabilité musculaire ont été utilisés par ces auteurs. Il est bien établi que les spécificités de la tâche fatigante utilisée influence les indices de fatigue EMG, rendant difficile la comparaison des résultats entre les études ayant investigué la fatigabilité musculaire des personnes âgées. Plusieurs facteurs peuvent influencer les indices de fatigue EMG tels que : 1) la position adoptée durant le test, 2) le muscle évalué, 3) l'intensité de la contraction (pourcentage de la contraction maximale volontaire) et 4) le type de contraction (isotonie et isométrie). Il est donc difficile d'inférer sur le comportement neuromusculaire des personnes âgées lors du test de Sorensen. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'influence de l'âge sur la fatigue musculaire des extenseurs lombo-pelviens durant le test de Sorensen.

Ce mémoire de maîtrise traite donc de la fatigabilité neuromusculaire des extenseurs lombo-pelviens chez les jeunes adultes et les personnes âgées lors du test de Sorensen. Dans la prochaine section, les fondements théoriques de la fatigue musculaire de la région lombaire, tant du point de vue neurophysiologique que méthodologique, seront abordés. L'influence du vieillissement sur les mécanismes neurophysiologiques de la fatigue musculaire sera également discutée.

## **CHAPITRE II**

### **CADRE THÉORIQUE**

La première section de ce chapitre portera sur la définition du concept de fatigue musculaire ainsi que sur les mécanismes neurophysiologiques contribuant à son développement. La seconde section a pour but de présenter certains protocoles couramment utilisés pour l'évaluation de la fatigabilité musculaire des paraspinaux et de décrire les variables méthodologiques influençant les indices de fatigue EMG et la performance de ces tests. Enfin, la dernière section portera sur les adaptations neuromusculaires liées au vieillissement et leur impact sur la fatigabilité musculaire.

#### **2.1. Manifestations de la fatigue musculaire**

Le concept de fatigue musculaire se définit par la réduction de la capacité à générer une force maximale à la suite d'un effort musculaire volontaire (Gandevia, 1998). La fatigue musculaire est un phénomène neurophysiologique complexe impliquant le système moteur et le système sensoriel. Elle se manifeste à divers degrés dans les structures du système nerveux central et à la périphérie au niveau de la plaque motrice et des fibres musculaires. Depuis plusieurs années, un nombre important d'études ont été réalisées par certains chercheurs afin de mieux comprendre les processus neurophysiologiques à l'origine de la fatigue musculaire. Il apparaît que la fatigue ne résulte pas d'un seul et unique facteur, mais plutôt de l'interaction de plusieurs mécanismes neurophysiologiques contribuant à divers degrés à son développement selon les paramètres de la tâche exécutée (Bigland-Ritchie, Rice, Garland et Walsh, 1995; (Enoka et Stuart, 1992). Bien qu'il soient

indiscociables, mais pour faciliter la compréhension, nous aborderons dans les prochaines lignes les mécanismes neurophysiologiques à l'origine de la fatigue musculaire sous l'angle de la fatigue centrale et de la fatigue périphérique.

### *2.1.1. Fatigue centrale*

La fatigue centrale est le résultat de changements neurophysiologiques qui se produisent entre le cortex cérébral et la jonction neuromusculaire. Elle est définie par 1) la capacité à générer une commande motrice suffisante et appropriée; 2) la transmission de la commande aux motoneurones et 3) le maintien de la stimulation des muscles par les motoneurones (Enoka, 1995).

Une des approches expérimentales visant à évaluer la fatigue centrale consiste à comparer la force générée par une contraction musculaire maximale volontaire (CMV) avec celle engendrée par une stimulation électrique. Plusieurs auteurs ont observé que la diminution de la CMV avec la fatigue musculaire ne pouvait être compensée par l'imposition d'une stimulation électrique (Bigland-Ritchie, Furbush et Woods, 1986; (Bigland-Ritchie, Johansson, Lippold et Woods, 1983b). Ceci signifie que la réduction de la force dans un état de fatigue musculaire serait causée davantage par des facteurs périphériques que par l'incapacité des sujets à générer une commande centrale suffisante. Cependant, il n'est pas exclu que certains facteurs, tels les stratégies neuromusculaires utilisées et la motivation, puissent tout de même moduler la commande motrice et la performance durant une tâche fatigante.

Les auteurs ayant étudié la contribution du système nerveux central dans le processus de fatigue ont montré que l'activité du cortex moteur est modulée par la fatigue musculaire. Le recrutement de cellules corticales additionnelles associées à des motoneurones reliés aux muscles agonistes, de même qu'aux muscles

synergistes, traduirait la sollicitation d'unités motrices supplémentaires nécessaires au maintien de l'effort (Gandevia, 1998). Aussi, une diminution de la réponse EMG suite à une stimulation magnétique transcraniale suggère une altération de l'efficacité de la commande motrice durant une tâche fatigante (Brasil-Neto, Pascual-Leone, Valls-Solé, Cammarota, Cohen et Hallet, 1993; (McKay, Tuel, Sherwood, Stokic et Dimitrijevic, 1995). Ce phénomène pourrait contribuer à la réduction du taux de décharge des motoneurones observée avec la fatigue.

Un facteur important traduisant la fatigue musculaire centrale est la réduction de la fréquence de décharge des motoneurones pendant une tâche fatigante (Bigland-Ritchie, Johansson, Lippold, Smith et Woods, 1983a; (Enoka et al., 1992; (Gandevia, 1998). En plus des facteurs centraux décrits précédemment, une diminution du taux de décharge des fuseaux neuromusculaires des muscles impliqués dans la tâche aurait un rôle prépondérant dans la réduction du taux de décharge des motoneurones (Macefield, Hagbarth, Gorman, Gandevia et Burke, 1991). La diminution de la sensibilité des fuseaux neuromusculaire résulterait en un effet inhibiteur sur les motoneurones alpha. La réduction de la fréquence de décharge des motoneurones avec la fatigue serait donc modulée autant par des facteurs centraux que périphériques.

Durant un effort musculaire prolongé, la modulation de la fréquence de décharge des motoneurones vers les muscles actifs serait spatio-dépendante. C'est-à-dire que le nombre et la distribution spatiale des unités motrices activées dans le muscle diffèrent en fonction du temps (Farina, Merletti et Enoka, 2004; (Sjogaard, Kiens, Jørgensen et Saltin, 1986; (Van Dieën et Oude Vrielink, 1993). Cette modification de la distribution spatiale de l'activité EMG jouerait un rôle important

dans l'habileté à maintenir un certain niveau de force lors d'une contraction musculaire isométrique soutenue. La sollicitation de muscles synergistes illustre aussi la modification des stratégies neuromusculaires observées avec la fatigue (Gandevia, 1998). Par exemple, lors d'un effort d'endurance des muscles du dos, Clark et al. (2002) ont observé un changement du patron de recrutement des muscles extenseurs lombo-pelviens illustré par une diminution de l'activité EMG des muscles paraspinaux par rapport aux muscles extenseurs de la hanche.

Un facteur important affectant la performance aux tests impliquant une contraction musculaire fatigante est la motivation du sujet (Jones et Kieran, 2000). Durant un effort musculaire soutenu, la commande centrale provenant du cortex moteur est perçue comme une « sensation de l'effort ». Lorsque cette perception de l'effort excède un seuil de tolérance, le sujet arrête volontairement la tâche. Cette hausse de la perception de l'effort avec la fatigue serait le reflet de l'augmentation de l'activité du cortex moteur nécessaire au maintien de l'effort (Gandevia, 1998). Dans une méta-analyse, Enoka (1995) rapporte qu'un sujet ayant une plus faible tolérance à l'inconfort (à l'effort) aura possiblement une motivation réduite à maintenir un effort musculaire soutenue durant un test de fatigue, affectant de ce fait la performance du test. Chez des sujets non motivés, le taux de diminution de la CMV avec la fatigue n'est pas proportionnel au taux de déclin de la force engendré par une stimulation électrique des unités motrices (Bélanger et McComas, 1981; Bigland-Ritchie et al., 1986). Conséquemment, la réduction de la capacité à générer une force maximale durant une tâche fatigante est probablement influencée par le degré de motivation des sujets à performer durant le test.

### *2.1.2 Fatigue périphérique*

La fatigue périphérique est aussi appelée fatigue localisée et se manifeste principalement par des changements métaboliques survenant au niveau des unités motrices, tels l'acidose, l'accumulation d'ions phosphore et une diminution de la libération du calcium au niveau de sarcoplasme. Ces modifications métaboliques cellulaires provoquent une modification de la capacité contractile des fibres musculaires (Allen et al., 1995). L'acidose (baisse du pH intramusculaire), engendrée par la hausse des ions  $H^+$  intramusculaires, se produit lorsque la capacité des mitochondries à la phosphorylation oxydative est surpassée par le taux de glycolyse. Il en résulte un ralentissement de la vitesse de raccourcissement des unités contractiles des fibres musculaires (Allen et al., 1995; Westerblad, Allen, Bruton, Andrade et Lannergren, 1998). Durant une contraction musculaire fatigante, la dégradation de la phosphocréatine induit une hausse du taux de phosphate inorganique. Cette hausse réduirait la capacité de production de force par les ponts d'union actine-myosine (Bruton, Wretman, Katz et Westerblad, 1997; Dantzig, Goldman, Millar, Lacktis et Homsher, 1992) et ce, par l'influence négative des ions phosphate sur la libération du calcium au niveau du sarcoplasme (Allen et al., 1995; Westerblad et Allen, 1996). Par contre, certaines études ont conclu que l'effet de l'acidose est non significatif sur la réduction de la force maximale (Bruton et al., 1997; Westerblad et al., 1998).

## 2.2. Signal électromyographique et fatigue musculaire

L'EMG de surface est une méthode non invasive utilisée pour inférer sur les mécanismes neurophysiologiques de l'activation musculaire, comme par exemple : 1) les patrons d'activation musculaires; 2) la génération de la force musculaire et 3) la fatigue musculaire (De Luca, 1997). Le signal électromyographique enregistré à la surface de la peau est constitué de la somme de l'activité électrique produite par les unités motrices des fibres musculaires sous le volume des électrodes. La qualité du signal EMG et ses propriétés intrinsèques sont cependant influencées par une multitude de facteurs. Les caractéristiques globales de l'EMG sont l'amplitude et le spectre de fréquences. Ces variables dépendent de l'état physiologique du muscle et des caractéristiques des potentiels d'action des unités motrices.

L'estimation de la fatigue musculaire par l'EMG constitue une approche privilégiée car sa manifestation dans le temps influence les caractéristiques du signal EMG et ce, avant même la détection d'une diminution de la force musculaire. Les changements du signal EMG en amplitude et en contenu fréquentiel avec la fatigue sont bien connus (figure 2.1.).



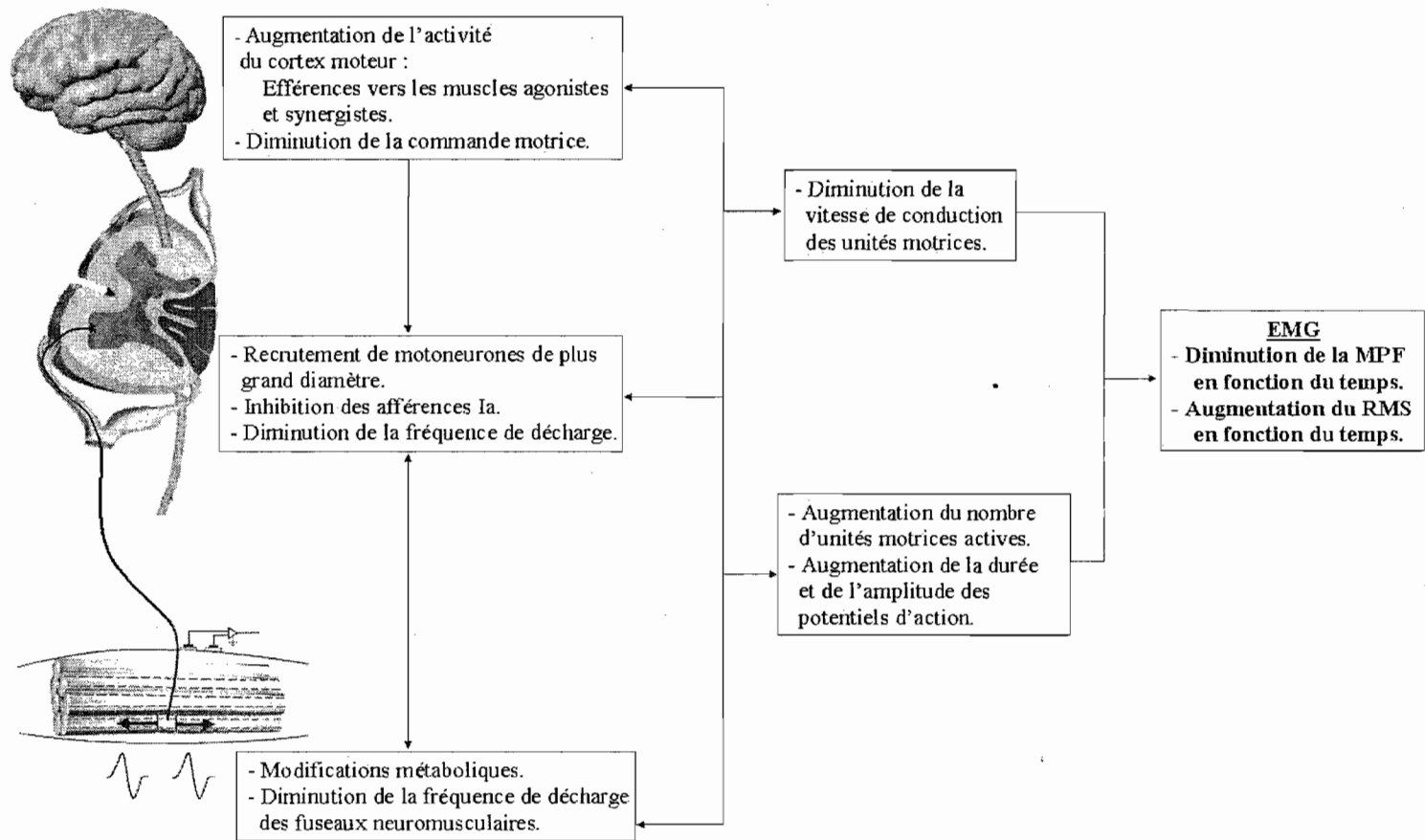


Figure 2.1. Principaux facteurs, tant au niveau central que périphérique, qui affectent le signal EMG en présence de fatigue musculaire.

MPF = fréquence médiane. RMS = erreur quadratique moyenne.

### 2.2.1. *L'amplitude du signal EMG*

L'amplitude du signal EMG illustre le niveau d'activation d'un muscle, c'est-à-dire le nombre d'unités motrices actives en fonction du temps. Bien qu'il existe plusieurs méthodes permettant d'analyser l'amplitude du signal EMG, le calcul de l'erreur quadratique moyenne (RMS) est un procédé reconnu (Moritani, Muro et Nagata, 1986). Une augmentation du nombre d'unités motrices actives est observée avec l'apparition de la fatigue (De Luca, 1997; Kamen et Caldwell, 1996). Ce phénomène peut être quantifié par le taux d'augmentation des valeurs RMS en fonction du temps (RMS/T) (Arnall, Koumantakis, Oldham et Cooper, 2002; Van Dieën et Heijblom, 1996). Pour maintenir un niveau de force constant, le système nerveux recrute, au fur et à mesure que les premières unités motrices utilisées se fatiguent, d'autres unités motrices plus grosses (associées à des motoneurones de plus gros calibres) mais qui sont moins résistantes à la fatigue. Ce processus amène donc un recrutement proportionnel d'unités motrices de plus en plus glycolytiques, qui génèrent des potentiels d'action de plus grande amplitude. La somme de ces potentiels d'action mène à une augmentation progressive de l'amplitude du signal myoélectrique de surface dans le temps (figure 2.2.).

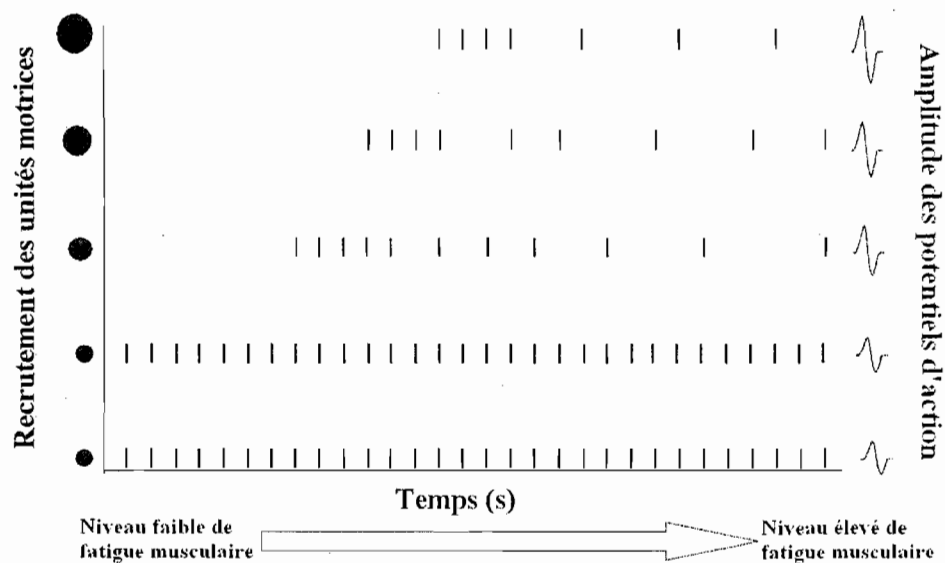


Figure 2.2. Patron de recrutement des unités motrices avec la fatigue neuromusculaire.

Au niveau central, l'augmentation de l'activité du cortex moteur, possiblement consécutive de la diminution de la fréquence de décharge des motoneurones (Gandevia, 1998), est à l'origine d'un plus grand nombre d'unités motrices actives, se reflétant par l'augmentation des valeurs RMS avec la fatigue (Moritani et al., 1986). L'augmentation des valeurs RMS reflète donc les mécanismes centraux ainsi que périphériques de la fatigue musculaire. Cependant, certains auteurs ont contesté la validité de l'estimation de l'activité des unités motrices par l'amplitude du signal EMG. Il apparaît que cette variable est grandement affectée par certains facteurs, tels le positionnement des électrodes, l'épaisseur des tissus cutanés ainsi que la distribution des unités motrices actives et leur vitesse de conduction respectives (Farina et al., 2004). Conséquemment, le

niveau d'activation des unités motrices ne correspond pas totalement à l'amplitude du signal EMG.

### 2.2.2. *Le spectre de fréquences du signal EMG*

Le contenu fréquentiel est une variable importante dans l'interprétation du signal EMG, particulièrement dans l'estimation de la fatigue musculaire. Lors d'une contraction musculaire isométrique soutenue, la compression du spectre de fréquences est une manifestation typique de la fatigue et peut être analysée par la fréquence moyenne (MdF) et fréquence médiane (MedF). Le taux de diminution de la fréquence médiane ou moyenne en fonction du temps, calculé par régression linéaire (pente négative MdF/T et MedF/T), constitue une méthode valide d'estimation du taux de fatigue musculaire (Arnall et al., 2002; Dederling, Mikaela, Elfving, Harms-Ringdahl et Németh, 2000; Van Dieën et al., 1996) (figure 2.3). Cependant, la validité de ces indices de fatigue EMG varie selon l'intensité de la contraction musculaire et le groupe musculaire évalué (Arnall et al., 2002). La relation entre la diminution de la MedF et la durée d'un test d'endurance (Elfving et al., 2007), de même qu'avec la diminution de la force musculaire maximale (Mannion et Dolan, 1996b) est bien établie, démontrant ainsi l'association entre les processus neurophysiologiques de la fatigue musculaire et le signal électromyographique. Deux principaux facteurs peuvent cependant moduler le contenu fréquentiel du signal EMG soit 1) la vitesse de conduction des potentiels d'action des unités motrices et 2) le taux de décharge des motoneurones.

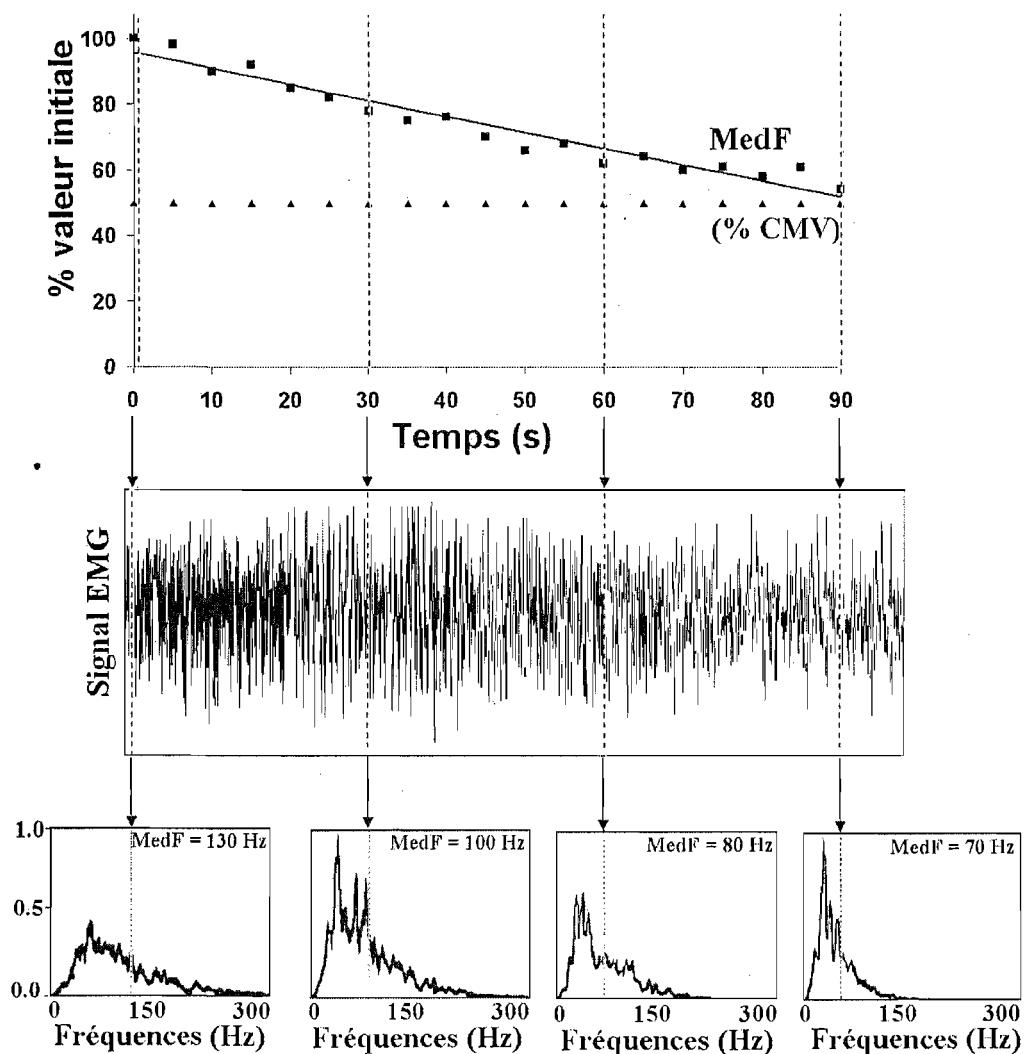


Figure 2.3. Modulation du contenu fréquentiel (MedF) du signal EMG durant une contraction musculaire isométrique à 50 % de la CMV. Figure adaptée de Merletti et Lo Conte (1997).

Une relation significative entre la vitesse de conduction des unités motrices et la MedF du signal EMG a été démontrée (De Luca, 1993). Différents processus sont à l'origine de ce phénomène. Certaines modifications métaboliques surviennent avec la fatigue et contribuent à la diminution de la vitesse de conduction des fibres

musculaires, résultant en une augmentation de la durée des potentiels d'action (De Luca, 1997). Bien que les facteurs périphériques aient un rôle prépondérant dans la diminution de la vitesse de conduction des unités motrices avec la fatigue (et donc sur le taux de diminution de la MedF), certains facteurs centraux peuvent tout de même moduler cette variable. Lors d'une contraction musculaire isométrique soutenue, le SNC recrute des motoneurones de plus gros diamètre (principe de recrutement de Hill). Comme ces derniers sont plus sensibles à la fatigue musculaire, leur recrutement contribue possiblement à la diminution de la MedF en fonction du temps (Gerdle et Fugl-Meyer, 1992). En plus de la diminution de la vitesse de conduction des unités motrices, la diminution du taux de décharge des motoneurones avec la fatigue (Bigland-Ritchie et al., 1983a; Enoka et al., 1992; Gandevia, 1998) est un facteur modulant la MedF (Pan, Zhang et Parker, 1989).

## **2.3. Fatigabilité musculaire des paraspinaux**

### *2.3.1. État des connaissances*

Depuis les deux dernières décennies, la fatigabilité des muscles paraspinaux a été grandement étudiée, conséquemment à un intérêt important pour la problématique des lombalgies chroniques. Chez les sujets sains, le taux de fatigue EMG est plus important au niveau des muscles paraspinaux lombaires (à L5), comparativement aux paraspinaux situés à T10 et L1 (Coorevits, Danneels, Cambier, Ramon et Vanderstaeten, 2008; Coorevits, Danneels, Ramon, Van Audekercke, Cambier et Vanderstraeten, 2005; Da Silva et al., 2005; Dederich, Nemeth et Harms-Ringdahl, 1999; Kankaanpää et al., 1998b; Larivière et al., 2003). Bien qu'il soit reconnu que les muscles paraspinaux à T10 contribuent de façon importante au

moment en extension lombaire (McGill, 2002), ces derniers montrent un faible taux de fatigue. Les muscles paraspinaux à T10 ont un plus grand bras de levier qu'au niveau de L5. Lors d'un test de Sorensen, ceci crée un avantage mécanique qui permet de maintenir la position du tronc contre la gravité avec un effort musculaire moindre, pouvant expliquer le plus faible taux de fatigue des paraspinaux à T10 comparativement à L5.

Plusieurs études ont été réalisées afin de comparer la fatigabilité des muscles paraspinaux entre des sujets sains et des sujets ayant des DLC. Certains auteurs ont démontré que les sujets DLC ont une plus grande résistance à la fatigue des muscles paraspinaux par rapport aux sujets sains (Elfving et al., 2003; Kramer et al., 2005; Larivière et al., 2003; McKeon et al., 2006). D'autres auteurs ont conclu que le taux de fatigue des muscles paraspinaux est similaire chez les sujets DLC et les sujets sains (Clark et al., 2002; Da Silva et al., 2005; Kankaanpää et al., 1998b). Deux principales hypothèses peuvent expliquer cette apparente différence entre les observations EMG de ces études : le niveau d'incapacité des sujets étudiés et les stratégies neuromusculaires utilisées qui peuvent différer en présence de douleur.

Le phénomène de déconditionnement physique apparaissant lors de DLC induit des adaptations physiologiques au niveau musculaire. Une diminution de l'aire occupée par les fibres de type II et une augmentation de la proportion des fibres de type I est observée chez les sujets DLC (Mannion, 1999). Puisque les fibres de type I présente une plus grande résistance à la fatigue lors d'un effort musculaire, les muscles ayant une proportion importante de ce type de fibres montreront un taux de fatigue plus faible, tel que mesuré par les indices de fatigue EMG (Balog, Thompson et Fitts, 1994; Mannion, Dumas, Stevenson et Cooper, 1998). En conséquence, les

sujets DLC peu limités par la douleur (niveau d'incapacités physiques plus faible) ont possiblement un niveau d'adaptation des fibres musculaires moins important, résultant en des indices de fatigue EMG similaires à ceux des sujets sains (Da Silva et al., 2005; Larivière et al., 2003).

Lors d'une tâche fatigante ciblant les muscles paraspinaux, il a été démontré que les sujets ayant une DLC utilisent une stratégie neuromusculaire différente de celle des sujets sains. Par exemple, un taux de fatigue plus élevé des muscles extenseurs de la hanche a été observé chez les sujets DLC, indiquant qu'ils utiliseraient davantage les muscles extenseurs de la hanche lors des tests d'endurance des muscles paraspinaux (Kankaanpää et al., 1998b; McKeon et al., 2006; Tveit et al., 1994; Vleeming et al., 1995). Il est reconnu que les sujets DLC présentent une altération du rythme lombo-pelvien. Une diminution du recrutement des muscles extenseurs de la hanche lors d'un mouvement de flexion-extension du tronc a été observée chez des sujets DLC (Leinonen, Kankaanpää, Airaksinen et Hanninen, 2000). Ceci supporte l'hypothèse de l'utilisation de stratégies neuromusculaires différentes chez les sujets DLC. Nous savons que les muscles de la hanche participent aux mouvements d'extension du tronc (Leinonen et al., 2000). Plusieurs chercheurs ont d'ailleurs observé que ces muscles fatiguent lors de tests d'évaluation de la fatigue des muscles paraspinaux (Clark et al., 2002; Kankaanpää, Laaksonen, Taimela, Kokko, Airaksinen et Hanninen, 1998a; Kankaanpää et al., 1998b; McKeon et al., 2006). Cependant, la description des mécanismes neuromécaniques modulant la fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens nécessite d'autres recherches afin de préciser la contribution relative des muscles paraspinaux et extenseurs de la hanche lors de tests d'endurance.



### *2.3.2. Méthodologie de l'évaluation de la fatigabilité musculaire des paraspinaux lombaires*

Plusieurs protocoles d'évaluation de la fatigabilité des muscles paraspinaux sont répertoriés dans la littérature et les paramètres définissant ces tâches sont variés. Nous avons vu précédemment que les mécanismes neurophysiologiques et neuromécaniques à l'origine de la fatigue musculaire peuvent différer selon la spécificité de la tâche (« task dependency ») (Bigland-Ritchie et al., 1995; Enoka, 1995). Sachant que ces mécanismes influencent les indices de fatigue EMG, la comparaison des résultats obtenus entre les études ayant évalué la fatigabilité des muscles paraspinaux doit se faire avec précaution. Les principaux paramètres différant entre les études sont : 1) le type de contraction musculaire (isométrique et dynamique); 2) l'intensité de l'effort réalisé et 3) la position de test.

Malgré l'avancement des techniques de mesures et des méthodologies utilisées, il n'en demeure pas moins que l'estimation de la fatigue musculaire par les indices EMG a une validité discutable lorsqu'elle est exécutée en condition dynamique. La figure 2.4 présente les trois principaux facteurs influencent la stabilité du signal EMG durant une contraction dynamique : 1) la longueur des fibres musculaires; 2) la distance entre les électrodes de surface et les unités motrices actives; 3) la position des électrodes par rapport à la plaque motrice.

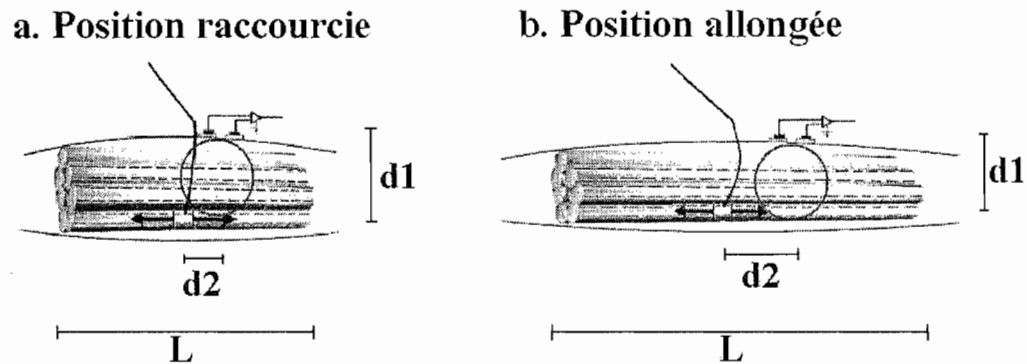


Figure 2.4. Paramètres géométriques influençant le signal EMG selon a) position allongée du muscle et b) position raccourcie du muscle.  $L$  = longueur des fibres musculaires.  $d_1$  = distance entre les électrodes de surface et les unités motrices actives.  $d_2$  = distance entre la plaque motrice et les électrodes de surfaces. Le contenu des cercles correspond au volume de détection des électrodes.

Le mouvement articulaire engendré par une contraction musculaire de type dynamique affecte la longueur des fibres musculaires ( $L$ ). Plusieurs auteurs ont montré que les valeurs de MedF du signal EMG diminuent en relation avec l'augmentation de la longueur des fibres musculaires. Ainsi, Mannion et Dolan (1996a) ont attribué cette variation du contenu fréquentiel à la durée des potentiels d'action, qui augmenterait avec l'allongement du muscle, affectant la validité des indices de fatigue EMG lors d'effort en condition dynamique.

Un élément important influençant les valeurs MedF lors de contractions musculaires dynamiques est la modulation de la distance entre les électrodes de surface et les unités motrices actives ( $d_1$ ). Cette distance est affectée principalement par l'épaisseur des tissus sous-cutanés et par le diamètre des fibres musculaires, ces éléments variant selon l'angle articulaire. Les tissus sous-cutanés ont un rôle de filtre

sur le signal EMG et une augmentation de leur épaisseur contribue à diminuer les valeurs MedF enregistrées par les électrodes de surface (Merletti, Lo Conte, Avignone et Guglielminotti, 1999). Quant au diamètre des fibres, nous savons qu'il diminue proportionnellement avec l'allongement des fibres musculaires, leur volume demeurant constant (diminution de la distance  $d_1$ ). Ce mouvement relatif des fibres musculaires, en relation avec les électrodes de surface, pourrait être suffisant pour modifier le contenu du volume de détection des électrodes et ainsi influencer le contenu fréquentiel du signal EMG (Mannion et al., 1996a; Merletti et al., 1999).

Enfin, un dernier facteur affectant la stabilité du signal EMG lors de contraction musculaire de type dynamique est la distance entre les électrodes de surface et la plaque motrice. Roy et al. (1986) ont rapportés que les valeurs de MedF enregistrées par des électrodes de surfaces situées près de la plaque motrice et de la jonction tendineuse sont plus élevées, comparativement à celles enregistrées à une distance moyenne entre ces deux points. Lors d'une contraction de type dynamique, les électrodes de surface sur la peau glissent sur les muscles, modifiant la distance entre celles-ci et la plaque motrice ( $d_2$ ), résultant en une variation des valeurs de MedF n'étant pas reliés à des manifestations neurophysiologiques.

L'intensité de l'effort (pourcentage de la contraction volontaire maximale) module le taux de fatigue musculaire en sollicitant des systèmes énergétiques différents. Dans une revue de littérature, Bigland-Ritchie et al. (1995) rapportent qu'une contraction musculaire impliquant un effort au-dessus de 25% de la CMV engendre une réduction de la circulation sanguine dans les muscles actifs, causant une diminution de la disponibilité de substrats énergétiques nécessaires au maintien de l'effort. Lors d'une CMV soutenue, l'occlusion de la circulation sanguine générée

par la contraction musculaire elle-même est reliée à une diminution d'environ 30-50% de la force musculaire en 60 secondes. Le taux de fatigue semble donc être plus élevé durant un effort impliquant une intensité plus importante (Moritani et Muro, 1987), conséquemment à une plus grande accumulation de métabolites intramusculaires (Enoka, 1995).

Différentes positions d'évaluation de la fatigabilité des muscles paraspinaux sont répertoriées dans la littérature : (a) position assise (Kankaanpää et al., 1998b; Kramer et al., 2005); (b) position debout (Larivière et al., 2003); (c) position semi-accroupie (Kumar, Fagarasanu, Narayan et Prasad, 2006); et (d) position de Sorensen (Dedering, Harms-Ringdahl et Nemeth, 2006; McKeon et al., 2006; Plamondon, Serresse, Boyd, Ladouceur et Desjardins, 2002). Certains auteurs ont comparé le taux de fatigue EMG des muscles paraspinaux entre diverses positions de test. Elfving and Dedering (2007) ont observé un taux de fatigue plus élevé des muscles paraspinaux lors d'un test en position assise, comparativement à un test de Sorensen modifié (sur une chaise romaine orientée à 40°). Da Silva et al. (2005) ont comparé trois protocoles différents et on montré que le taux de fatigue des muscles paraspinaux est plus faible lors d'un test en position semi-accroupie, comparativement à un test de Sorensen et un test en position debout. Ces résultats confirment l'hypothèse de la dépendance de la tâche sur le taux de fatigue des muscles paraspinaux. C'est-à-dire que la position adoptée lors de test d'endurance influence les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux. Une première hypothèse pouvant expliquer ce constat est que l'orientation des segments corporels modifie l'avantage mécanique des groupes musculaires et influence l'intensité de l'effort musculaire durant une contraction isométrique. Une deuxième hypothèse est

que la position adoptée influence possiblement le degré de lordose lombaire, qui est un facteur modifiant le taux de fatigue des muscles paraspinaux. Le degré de lordose lombaire influence l'avantage mécanique en extension des muscles paraspinaux. Une lordose lombaire accrue diminue les efforts musculaires pour maintenir la position du test de Sorensen (Tveit et al., 1994). Par surcroît, les chercheurs ayant comparé la différence entre les hommes et les femmes émettent l'hypothèse que les femmes, en ayant une lordose lombaire plus prononcée, auraient un avantage mécanique expliquant une endurance des muscles érecteurs du rachis plus élevée chez les femmes.

#### **2.4. Adaptations neuromusculaires chez les personnes âgées de 65 ans et plus**

Le vieillissement est associé à plusieurs adaptations du système neuromusculaire. La baisse du niveau de pratique d'activités physiques ainsi qu'un plus faible taux de synthèse des protéines musculaires sont des facteurs contribuant à la diminution de la masse musculaire, appelée sarcopénie et apparaissant avec l'âge (Proctor, Balagopal et Nair, 1998). Il est bien établi que le vieillissement est associé à une réduction de la force musculaire (Allman et Rice, 2003; Kamen, Sison, Du et Patten, 1995; Merletti, Farina, Gazzoni et Schieroni, 2002; Rubinstein et Kamen, 2005; Yassierli, Maury, Nussbaum, Irridiastadi et Wojcik, 2007). En plus de la sarcopénie, certaines modifications du système neuromusculaire ont un rôle important dans la diminution de la force musculaire observée avec le vieillissement. Ces modifications sont entre autres une diminution du taux de décharge des unités motrices, une réduction du nombre d'unités motrices actives et une plus faible

vitesse de conduction des fibres musculaires (Kamen et al., 1995; Merletti, Lo Conte, Cisari et Actis, 1992).

Physiologiquement, une réduction du nombre et de la taille des fibres musculaires avec l'âge est observée, préférentiellement pour les fibres de type II (Lexell, Taylor et Sjostrom, 1988). En concomitance, la réinnervation des fibres de type II par des motoneurones associées aux fibres de type I contribue à une augmentation de la proportion des unités motrices de type I (Merletti et al., 2002). Nous savons que le taux de fatigue musculaire est accentué de façon prépondérante par l'activation des fibres de type II (Gerdle et al., 1992). Mannion et al. (1998) ont d'ailleurs montré une relation significative entre la proportion des types de fibres musculaires et le taux de diminution des valeurs MedF du signal EMG. Ils ont conclu qu'une plus grande proportion de fibres de type II, dans une tâche de fatigue, est reliée à un déclin plus rapide des valeurs MedF dans le temps. Les modifications dans la nature et le comportement des unités motrices chez les aînés auraient donc une certaine influence dans les changements observés sur la fatigabilité musculaire des sujets aînés.

Méthodologiquement, il existe deux approches permettant d'évaluer l'endurance et la fatigue musculaire : a) l'approche à charge fixe et b) l'approche par protocoles normalisés. Cette dernière approche consiste à utiliser un pourcentage de la force musculaire maximale. Chaque sujet exécute donc un effort d'intensité similaire, en relation avec leur force musculaire maximale respective. Lors d'une tâche impliquant une charge fixe, non normalisée, les aînés démontrent une plus faible résistance à la fatigue comparativement aux jeunes adultes (Allman et al., 2002; Faulkner et Brooks, 1995). Conséquemment à la réduction de la capacité à

généraliser une force maximale avec l'âge, les aînés doivent fournir un effort relatif plus intense (pourcentage de la CMV) pour une même charge, comparativement à des sujets plus jeunes. Tenant compte de la réduction de la force musculaire chez les aînés, plusieurs études ont utilisé des protocoles d'endurance normalisés afin de comparer la fatigabilité musculaire entre des sujets jeunes et âgés. Les paramètres définissant les tâches utilisées afin d'induire la fatigue musculaire varient entre ces études, rendant ardue la comparaison des résultats obtenus. En effet, dans une revue de littérature, Bigland-Ritchie et al. (1995) affirment que la fatigue musculaire n'est pas influencée par une seule combinaison de facteurs, mais que les différences dans les méthodes utilisées afin d'induire la fatigue modulent son développement. Le type de contraction musculaire (isométrique vs dynamique), le type d'effort (intermittent ou soutenu), la durée du test et le groupe musculaire évalué sont des variables influençant le développement de la fatigue. Les différentes méthodologies utilisées par les auteurs ainsi que les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau 2.1.

Tableau 2.1. Méthodologies utilisées pour comparer la fatigue musculaire des sujets jeunes et âgés et résultats obtenus.

Référence	Âge (années)	Protocole de fatigue	Muscles évalués	Comparaison de la fatigue *
Bilodeau (2001)	70.8 ± 3.9	isométrie intermittente (30 secondes/essai) CMV: 2 à 20%; 2 à 40%; 2 à 60%	Fléchisseurs du coude	↑
Merletti (2002)	73 ± 6.3	CMV: 35% Isométrie soutenue	Biceps brachial	↑
Merletti (1992)	70.8 ± 5.1	2 essais de 20 sec; isométrie CMV: 1 à 20%; 1 à 80%	Tibialis antérieur	↑
Lanza (2004)	72 ± 4	CMV Isométrie intermittente (3 min) : 5 sec contraction/ 5 sec repos Dynamique: 90 CMV	Tibialis antérieur	↑
Rubinstein (2005)	73.1	CMV isométrique intermittente: 15 essais 30 sec contraction/10 sec repos	Tibialis antérieur	↑
Yassierly (2007)	61.5 ± 4.3	isométrique soutenue: tâche maximale 3 essais: CMV à : 30%; 50%; 70%	Deltoïde médial Paraspinaux	Épaule: ↑ Paraspinaux: ↔
Allman (2001)	84 ± 2	60% CMV isométrie intermittente tâche maximale 3 sec contraction/ 2 sec repos	Biceps brachial	↔
Stackhouse (2001)	71.5 ± 5.9	CMV isométrique intermittente : 25 essais 5 sec contraction/ 2 sec repos	Quadriceps fémoral	↔

\* ↑ = Plus grande résistance à la fatigue chez les sujets âgés; ↔ = Aucune différence significative entre la fatigabilité des sujets jeunes et âgés.



Lors d'un effort sous-maximal prolongé, certains auteurs ont conclu que les sujets âgés ont un temps plus élevé d'endurance et un plus faible taux de diminution de la MedF du signal EMG des muscles fléchisseurs du coude (Bilodeau et al., 2001a; Merletti et al., 2002) et des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville (Lanza et al., 2004; Merletti et al., 1992; Rubinstein et al., 2005; Yamada, Okada, Oda, Nemoto, Shiozaki, Kizuka, Kuno et Masuda). Cependant, d'autres auteurs n'ont observé aucune différence sur la fatigabilité musculaire entre des sujets jeunes et âgés (Allman et al., 2001; Stackhouse, Stevens, Lee, Pearce, Snyder-Mackler et Binder-Macleod, 2001). Yassierly et al. (2007) ont comparé la fatigue des muscles abducteurs de l'épaule et les muscles paraspinaux entre des sujets jeunes et âgés lors d'un protocole normalisé en condition isométrique. Bien qu'ils aient observé, chez les sujets âgés, une plus grande résistance à la fatigue pour les deux groupes musculaires, la différence est davantage marquée pour les muscles abducteurs de l'épaule. Cette observation suggère que l'effet de l'âge sur la fatigue musculaire varie aussi selon le groupe musculaire évalué.

En plus des adaptations neurophysiologiques liées au vieillissement, les facteurs psychophysiques devraient être également considérés dans l'évaluation de la fatigue musculaire. Peu d'auteurs ont comparé la perception de l'effort entre des sujets jeunes adultes et des sujets âgés, par l'utilisation d'un protocole de fatigue normalisé. À la fin d'une tâche fatigante, dont l'arrêt du test est provoqué par l'incapacité des sujets à maintenir l'effort, les sujets âgés rapportent un niveau similaire de perception de l'effort (Allman et al., 2003). Cependant, des différences sont observées dans les résultats d'études ayant évalué l'effet de l'âge sur la perception de l'effort, durant le développement de la fatigue. Allman et Rice (2003)

ont montré que les sujets âgés perçoivent un effort plus intense durant la phase initiale du test, lors d'une contraction isométrique intermittente des muscles fléchisseurs du coude. Lors d'un test d'évaluation de la capacité aérobie exécuté sur un ergocycle, aucune différence n'a été observée entre les sujets jeunes et âgés sur la perception de l'effort (Aminoff, Smolander, Korhonen et Louhevaara, 1997). Les différences entre les méthodologies et les procédures utilisées par ces études suggèrent un effet de la tâche sur la perception de l'effort chez les sujets âgés. Par contre, aucune étude n'a, à notre connaissance, comparé la perception de l'effort entre des sujets jeunes adultes et des sujets âgés lors d'un protocole absolu de fatigue des muscles paraspinaux. La perception de l'effort est une variable importante à considérer afin de déterminer si la tolérance à l'effort influence de façon différente le taux de fatigue des muscles paraspinaux entre ces deux groupes de sujets.

## CHAPITRE III

### PROBLÉMATIQUE

#### 3.1. Problématique de recherche

Un taux de fatigue plus élevé des muscles paraspinaux est un facteur contribuant à la chronicité des DLC (Biering-Sorensen, 1984). Par contre, il est difficile de conclure sur l'influence des DLC sur la fatigabilité des muscles paraspinaux car les études électromyographiques présentent des protocoles différents. Une hypothèse pouvant expliquer ce constat est l'influence de la tâche (*task-dependency*) dans l'évaluation de la fatigue musculaire des paraspinaux (Elfving et al., 2007). De plus, nous savons que les muscles extenseurs de la hanche participent aux mouvements d'extension du tronc (Leinonen et al., 2000). Kankaanpaa et al. (1998a) ont montré que les muscles paraspinaux et extenseurs de la hanche fatiguent de façon simultanée lors d'un protocole de Sorensen. À notre connaissance, l'effet de dépendance de la tâche (*task-dependency*) sur la fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens n'a pas été étudié.

L'augmentation de la prévalence annualisée des douleurs lombaires chroniques chez les personnes âgées de 65 ans et plus (Bressler et al., 1999) contribue à diminuer l'autonomie fonctionnelle. Par surcroît, des adaptations neuromusculaires apparaissent avec l'âge et elles sont à l'origine de différences dans les mesures de la fatigue musculaire, entre des sujets âgés de 65 ans et plus et des sujets plus jeunes. En effet, une diminution de la force musculaire et une augmentation de l'endurance musculaire (lors de protocoles normalisés) ont été observées. Cependant, certains facteurs, tel le muscle évalué, semble influencer ces adaptations. Il semble donc que certains muscles soient moins sensibles à l'effet de

l'âge. Il n'existe aucune étude ayant évalué la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens chez les personnes âgées de plus de 65 ans.

### 3.2. Objectifs spécifiques et hypothèses de recherche

Ce mémoire vise à contribuer à l'amélioration des connaissances sur les variables influençant la fatigabilité musculaire et la performance lors de deux variantes du test de Sorensen. Plus spécifiquement, l'effet de la tâche (*task-dependency*) et l'effet de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens seront étudiés. Deux études seront présentées dans le cadre de ce mémoire et permettront d'atteindre les objectifs suivants :

1. Le premier objectif vise à étudier le phénomène de dépendance de la tâche sur les muscles lombo-pelviens. Il s'agira de quantifier l'influence d'une modification de l'angle du test de Sorensen sur le taux de fatigue musculaire des muscles extenseurs lombo-pelviens chez des sujets jeunes adultes. Nous supposons que le taux de fatigue EMG des muscles extenseurs lombo-pelviens différera entre les deux variantes du test de Sorensen.
2. La deuxième étude aura pour objectif de déterminer l'effet de l'âge sur la fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens. Nous émettons l'hypothèse que le taux de fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens sera plus élevé chez les aînés et que ces derniers obtiendront une durée de test plus faible comparativement aux sujets plus jeunes.

## CHAPITRE IV

### ARTICLE I

#### BACK HIP EXTENSOR MUSCLE FATIGUE IN HEALTHY SUBJECTS: TASK-DEPENDENCY EFFECT OF TWO SORENSEN VARIANTS.

##### 4.1. Situation de l'article I dans le mémoire :

L'objectif de la première étude sera de comparer le taux de fatigue musculaire des extenseurs lombo-pelviens entre deux positions du test de Sorensen. Nous évaluerons l'effet d'une modification de 45° de l'orientation de la ceinture pelvienne sur la fatigue des muscles paraspinaux et extenseurs de la hanche. Plus précisément, nous comparerons les indices de fatigue EMG (valeurs de pentes MedF/t) de ces muscles, de même que la durée des tests entre deux variantes du test de Sorensen. Ceci permettra d'améliorer l'interprétation des résultats obtenus lors de divers protocoles de fatigue des muscles paraspinaux.

**BACK AND HIP EXTENSOR MUSCLE FATIGUE IN HEALTHY  
SUBJECTS: TASK-DEPENDENCY EFFECT OF TWO SORENSEN TEST  
VARIANTS.**

Annick Champagne<sup>1</sup>, Danik Lafond<sup>1</sup> and Martin Descarreaux<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Département des Sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-  
Rivières.

<sup>2</sup> Département Chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières.

**Soumis à**

European Spine Journal (accepté le 15 juin 2008)

## 4.2. Abstract

Paraspinal muscle fatigability during various trunk extension tests has been widely investigated by electromyography (EMG) (Farina et al., 2003), and its task-dependency established recently (Elfving et al., 2007). A previous study also demonstrated hip extensor muscle fatigability during the Sorensen test (Kankaanpää et al., 1998b). The aim of the present experiments was to evaluate the task-dependency of back and hip extensor muscle fatigue during 2 variants of the Sorensen test. We hypothesized that the rate of muscular fatigue of the hip and back extensor muscles varies according to the test position. Twenty healthy young males with no history of low back pain volunteered to participate in this cross-sectional study. They were asked to perform 2 body weight-dependent isometric back extension tests (S1 = Sorensen test; S2 = modified Sorensen on a 45° Roman chair). Surface EMG activity of the paraspinal muscles (T10 and L5 levels) and hip extensor muscles (gluteus maximus; biceps femoris) was recorded, and muscular fatigue was assessed through power spectral analysis of the EMG data by calculating the rate of median power frequency change. We observed hip extensor muscle fatigue simultaneously with paraspinal muscle fatigue during both Sorensen variants. However, only L5 level EMG fatigue indices showed a task-dependency effect between S1 and S2. Hip extensor muscles appear to contribute to load-sharing of the upper body mass during both Sorensen variants, but to a different extent because L5 level fatigue differ between the Sorensen variants. Our findings suggest that task-dependency has to be considered when EMG variables are compared between 2 types of lumbar muscle-fatiguing tasks.

### 4.3. Introduction

Low back pain (LBP) is one of the leading causes of disability, contributing to 40% of all work days lost in the United States of America (Manchikanti, 2000). Although these pain episodes generally resolve after 6 weeks or less, the LBP recurrence rate is high and amounts to 60% of the costs associated with vertebral disease in Canada (CSST, 2006). One of the physical characteristics of chronic low back pain (CLBP) subjects is higher fatigability of the back extensor muscles, as demonstrated by lower back endurance test duration (Kankaanpää et al., 1998b; (Kramer et al., 2005; Latimer, Maher, Refshauge and Colaco, 1999; McKeon et al., 2006). Therefore, back extensor muscle endurance tests can be instrumental in assessing paraspinal muscle dysfunction. Surface electromyography (EMG) has been used extensively to study neuromuscular mechanisms associated with muscular fatigue during endurance tests (De Luca, 1993). Sustained isometric muscular contraction induces changes in EMG power spectral parameters, such as a decline of median power frequency (negative MPF/time slope) (De Luca, 1997; Mannion et al., 1997). The reliability of this procedure for evaluating muscular fatigue has been established in both healthy (Farina et al., 2003; (Larivière et al., 2003) and CLBP subjects (Elfving et al., 2003; Kramer et al., 2005; Larivière et al., 2002; Roy et al., 1997).

Various positions have been tested to assess back muscle fatigue (Da Silva et al., 2005; Koumantakis et al., 2001), raising the question: are there any effects of test positions on back muscle fatigue indices? Few authors have compared different test positions to evaluate paraspinal muscle fatigue based on EMG fatigue indices. Elfving and Dederig (2007) observed a greater rate of paraspinal muscle fatigue



during a seated test compared to a modified Sorensen test (on a 40° Roman chair). Da Silva et al. (2005) tried 3 different fatigue protocols and noted that paraspinal muscle fatigue was lower during a lift position in comparison to Sorensen and upright tests. The results of these studies indicate a task-dependency effect. According to task specificity, different neuromechanical or neurophysiological mechanisms are involved during fatiguing muscle contraction. However, task-dependency investigations have been limited to the paraspinal muscles. In view of the fact that the hip extensor muscles participate in trunk extension movements (Leinonen et al., 2000) and since some experiments have disclosed their fatigability during Sorensen testing (Kankaanpää et al., 1998a), we believe it is important to appraise the relative contributions of these muscles to the task-dependency effect during back muscle fatigue assessment. The aim of the present work was to evaluate the task-dependency of back and hip extensor muscle fatigue by comparing their rates of fatigue during 2 Sorensen test variants. We hypothesized that muscular fatigue rates of the hip and back extensor muscles would vary according to test position.

#### **4.4. Methods**

##### *4.4.1. Participants*

Twenty healthy young males (age:  $24.7 \pm 3.0$  years; height:  $180 \pm 0.1$  cm; mass:  $76.4 \pm 10.45$  kg; body mass index:  $24.3 \pm 3.4$  kg/m<sup>2</sup>) with no history of LBP volunteered to participate in this cross-sectional study. To control for the effect of gender and other biomechanical factors on muscle endurance, only men were tested.

All participants, recruited from the university community, gave their informed consent to enact a protocol approved by the University Ethics Committee.

#### *4.4.2. Experimental protocol*

All these experiments were conducted in a laboratory setting. The subjects were tested during a 1-h session and were asked to undergo a body weight-dependent isometric back extension (Sorensen) test in 2 different positions: (a) on a horizontal table (S1), and (b) on a 45° Roman chair (S2). S1 was performed in the prone position, with the iliac crests aligned with the table edge and the lower limbs fixed by straps at the ankles and below the knees (figure 4.1.a.). S2 was executed in a prone position on a 45° Roman chair, with the iliac crests aligned with the chair cushion edge (figure 4.1.b.). During each test, the subjects were instructed to keep their body (head, arms and trunk) unsupported, horizontal to the ground, as long as they could, with their arms crossed at the chest. To maintain the horizontal position throughout the test, the investigator gave them verbal feedback, and the test was ended when they could not hold the test position, even after investigator warnings. Verbalized encouragement was provided throughout the test. The subjects were also instructed to maintain the lumbar lordosis position as stable as possible. The 2 assessment protocols were separated by 15 min of rest to minimize inter-subject variability of EMG fatigue indices between the 2 tests (Larivière et al., 2003) . To control for carry-over effects, the test positions were presented in random order between subjects.

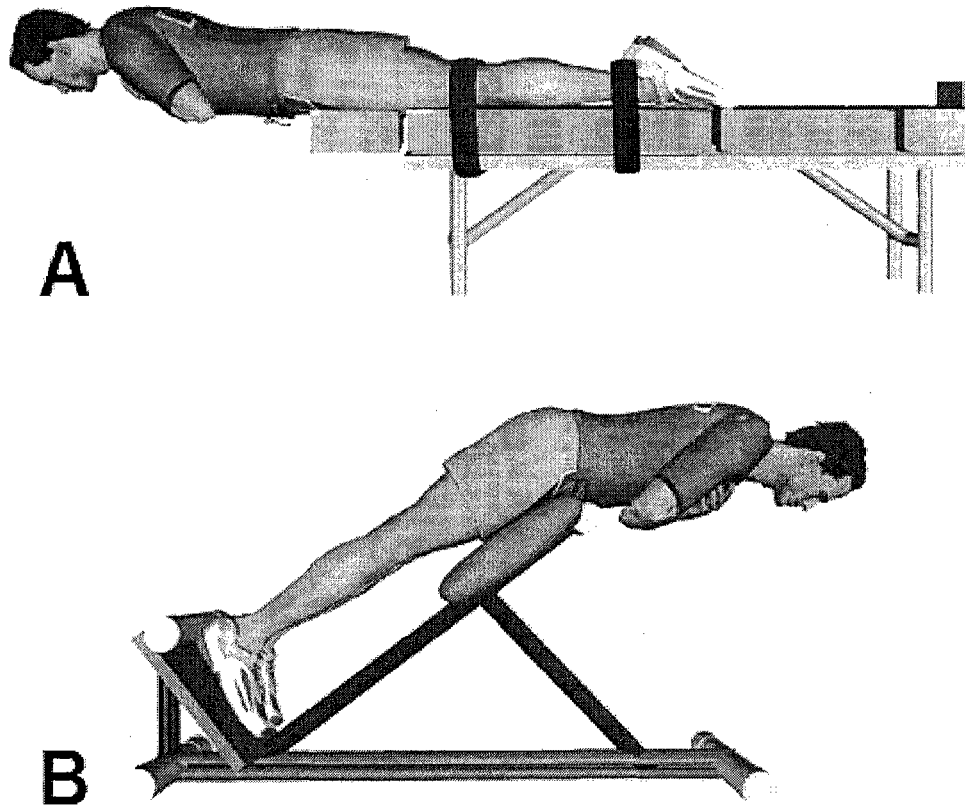


Figure 4.1. Test positioning of the study subjects during Sorensen (A) and 45° Roman chair (B) back endurance testing.

Surface electrodes were fixed bilaterally on the paraspinal muscles at T10 and L5, 5cm and 2 cm (respectively) laterally from the midline of the spinal process. At the L5 level, electrodes were placed at a small angle from the frontal plane (Merletti et al., 1999); gluteus maximus (GM) electrodes were positioned at the midpoint of a line running from the inferior lateral angle of the sacrum to the greater trochanter; biceps femoris (BF) electrodes were placed one-third to midway along a line connecting the fibular head with the ischial tuberosity. The reference electrode

was positioned over the C7 spinous process. Skin impedance was reduced by: 1) shaving excess body hair, if necessary, 2) gently abrading the skin with fine grade sandpaper and wiping the skin with alcohol swabs. EMG activity was recorded with a Bortec Biomedical acquisition system (Model AMT-8, common mode rejection ratio of 115 dB at 60Hz, input impedance of 10 M $\Omega$ , preamplification gain of 500) and was sampled at 1,000 Hz by the Labview custom program. The surface EMG electrodes remained in place on the back and hip extensor muscle sites for the second test.

#### *4.4.3. Data analysis*

The EMG data were filtered digitally with 10- to 450-Hz bandpass, zero-lag, fourthorder Butterworth filters, and muscular fatigue was assessed through power spectral analysis. MPF was calculated from successive windows of 500 ms equally spaced by Fast-Fourier transformation (Hanning window). Least square linear regression analysis was applied to the MPF time series (MPF as a function of time) to calculate the rate of decline (MPF/time slope) and the coefficient of determination ( $R^2$ ).

#### *4.4.4. Statistical analysis*

The Kolmogorov-Smirnov test was used to assess the homogeneity of variance of the fatigue indices. Two-way analysis of variance (ANOVA) with a repeated measures design was then performed to investigate the effects of the test variants (protocols S1 and S2), muscles (T10, L5, GM and BF) and test by muscle interaction effects on the EMG indices (MPF slope and coefficients of determination). Because no differences between the left and right EMG sides were found, as reported previously by other authors (Dedering et al., 1999; Larivière et al.,

2002), all statistical analyses were undertaken with mean EMG values of the left and right sides. Tukey HSD post hoc comparisons were made for each factor whenever ANOVA yielded a significant difference ( $p < 0.05$ ). We applied the dependent samples *t* test to compare endurance times between the Sorensen test variants. To study correlations between 2 Sorensen test variants, Pearson's correlation coefficient (*r*) was analyzed for holding time and all EMG variables. The correlation coefficients were interpreted according to the characterization proposed by Donner and Eliasziw (1987) as: slight (.00 - .20), fair (.21 - .40), moderate (.41 - .60), substantial (.61 - .80) or almost perfect (.81 - 1.00). All statistical analyses were performed with the Statistica computer package (Statsoft, Tulsa, OK, USA). The level of statistical significance was set at  $p < 0.05$ .

#### 4.5. Results

The test subjects achieved significantly higher endurance times during S2 compared to S1 ( $262 \pm 81$ s vs  $163 \pm 70$ s). Moderate and significant correlation between S1 and S2 was observed for endurance time ( $r = 0.59$ ,  $p < 0.05$ ) (figure 4.2). The MPF/time slope values are presented in figure 4.3. No significant difference in MPF/time slope values was apparent between test variants (mean $\pm$ SEM:  $-0.8 \pm 0.13$  vs  $-0.42 \pm 0.7$ ). A significant between-muscle effect was obtained, with post-hoc comparisons showing a higher rate of decline of the MPF/time slope at the L5 paraspinal level compared to all other muscle groups. Interaction of the test variants by muscles gave a significant *p* value, with L5 paraspinal muscles presenting a greater MPF/time slope value during S1 than S2. Low and non-significant correlations were found for the MPF/time slope between S1 and S2 (T10:  $r = 0.38$ ;

L5:  $r = 0.29$ ; GM:  $r = 0.29$ ; BF:  $r = 0.10$ ,  $p > 0.05$ ) (figure 4.4). Figure 4.5 reports the correlation coefficients between endurance time and the MPF/time slope. The GM was the only muscle group that manifested a moderate and significant correlation for the 2 tests (S1:  $r = 0.63$ ; S2:  $r = 0.46$ ,  $p < 0.05$ ). Moderate and significant correlation coefficients were obtained between endurance time and the MPF/time slope for T10 and L5 in S1 (T10:  $r = 0.42$ ; L5:  $r = 0.46$ ,  $p < 0.05$ ), with non-significant correlation coefficients in S2 (T10:  $r = 0.15$ ; L5:  $r = 0.22$ ,  $p > 0.05$ ). The correlation coefficients were low and non-significant for the BF muscle in the 2 tests (S1:  $r = 0.26$ ; S2:  $r = 0.14$ ,  $p > 0.05$ ). A significantly lower  $R^2$  value was noted during S2 compared to S1 (means $\pm$ SEM:  $.31 \pm .02$  vs  $.40 \pm .02$ ). In addition, a significant between-muscle difference was observed, and post-hoc comparisons disclosed that L5 had a higher  $R^2$  value than all other muscles (means $\pm$ SEM:  $.58 \pm .05$  vs  $.33 \pm .03$ ,  $.25 \pm .03$  and  $.25 \pm .04$  for T10, GM and BF, respectively). Of all the interaction effects, none had a significant  $p$  value.

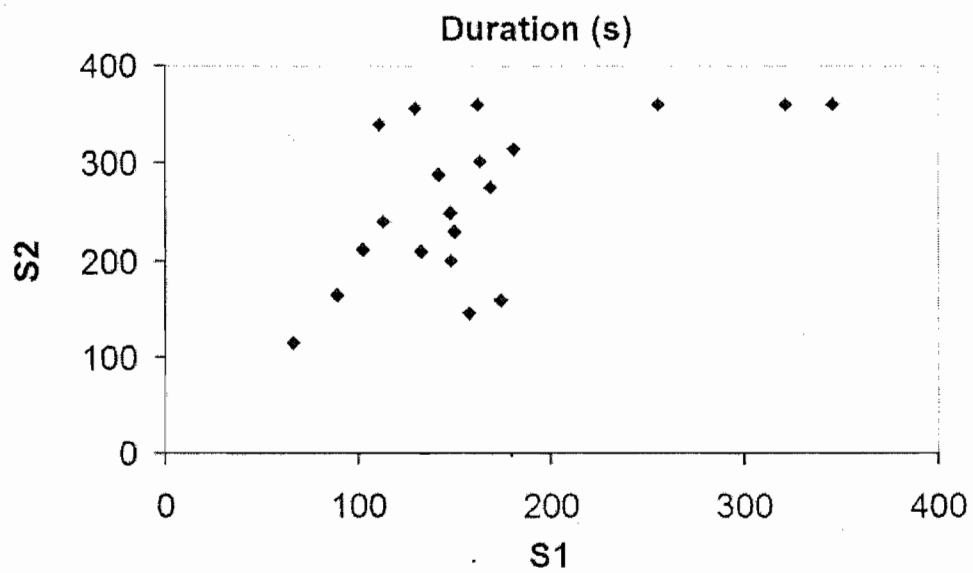


Figure 4.2. Correlations between Sorensen (S1) and 45° Roman chair (S2) back endurance testing for hold time (s):  $r = 0.59$ ,  $p < 0.05$ .

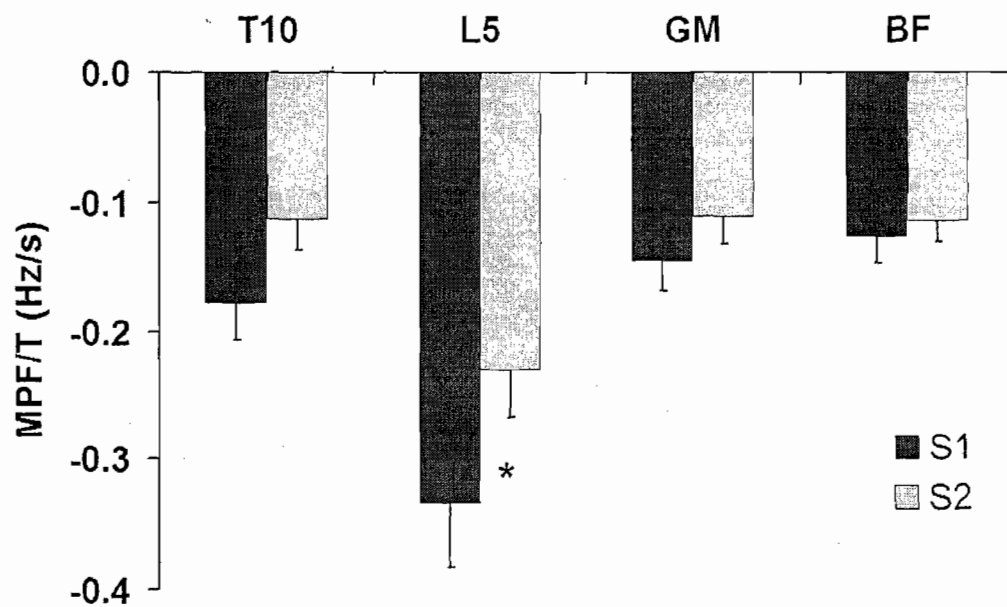


Figure 4.3. Average rates of median frequency change for each muscle. The data are means $\pm$ SEM.



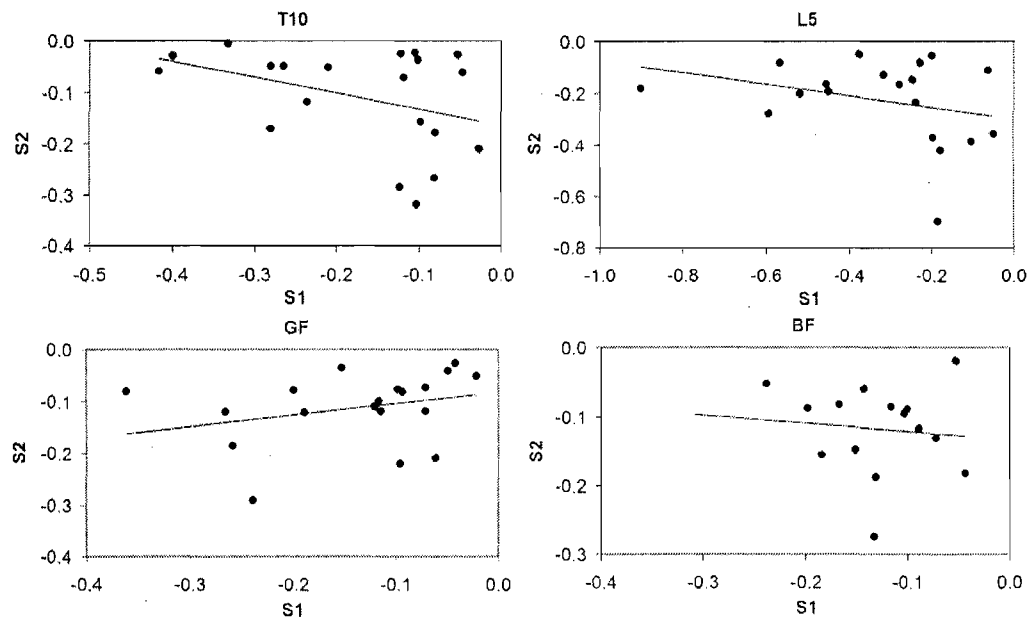


Figure 4.4. Correlations between Sorensen (S1) and 45° Roman chair (S2) back endurance testing for the median frequency slope (MPF/T slope; Hz/s) of T10 ( $r = 0.38$ ); L5 ( $r = 0.29$ ); GM ( $r = 0.29$ ) and BF ( $r = 0.10$ ).

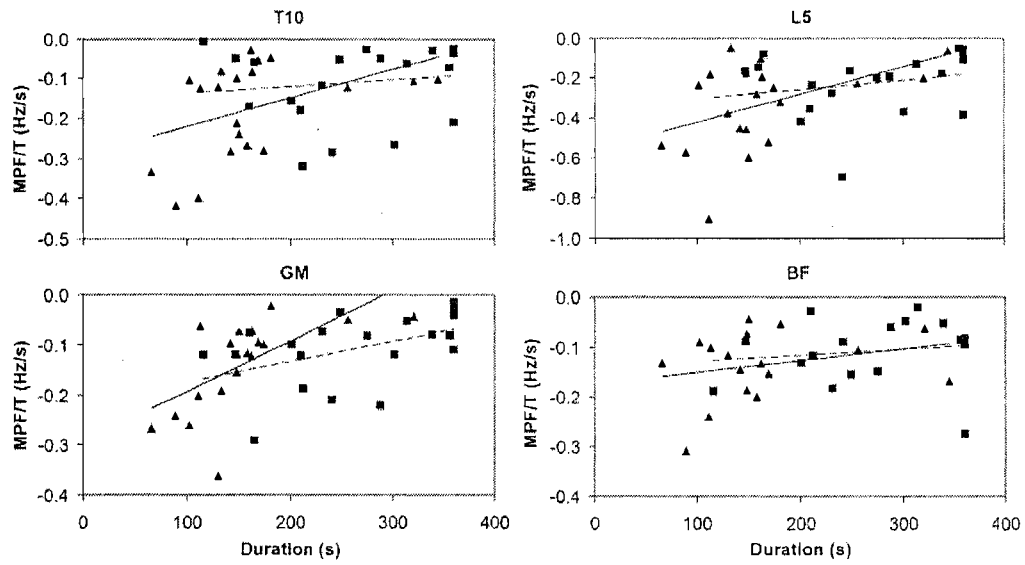


Figure 4.5. Correlations between hold time (s) and the median frequency slope (MPF/T; Hz/s) in Sorensen S1 (T10:  $r = 0.42$ ; L5:  $r = 0.46$ ; GM:  $r = 0.63$ ; BF:  $r = 0.26$ ) and S2 (T10:  $r = 0.15$ ; L5:  $r = 0.22$ ; GM:  $r = 0.46$ ; BF:  $r = 0.14$ ) testing. S1 =  $\blacktriangle$  ; S2 =  $\blacksquare$ .

#### 4.6. Discussion

This study investigated the task dependency effect of 2 Sorensen test variants on paraspinal and hip extensor muscle fatigue. An important finding was that EMG variables had low between-test correlations. A modification of approximately 45° of hip sagittal orientation influenced the EMG indices during a similar isometric testing procedure with the trunk placed in a weight-dependent horizontal position. These results support the hypothesis of a task-dependency effect on lombopelvic muscle fatigue. We initially hypothesized that the difference in hip sagittal orientation between Sorensen variants would induce a task-dependency effect on the hip extensor muscle EMG fatigue indices. We observed that the hip extensor muscles tended to fatigue simultaneously with the paraspinal muscles during both Sorensen variants. However, only L5 level EMG fatigue indices showed a task-dependency effect between S1 and S2. It appears that the hip extensor muscles contribute to load-sharing of the upper body mass during the 2 Sorensen variants, but to a different extent because L5 level fatigue differs between Sorensen variants. The hip extensor muscles have biomechanical and anatomical links to the thoracolumbar fascia, and their relative elongation (contraction or stretching) can influence tension of the posterior thoracolumbar fascia layer (Vleeming et al., 1995). Because the thoracolumbar fascia can commit to the lumbar extension moment, an increase of hip extensor muscle stretch may result in a higher contribution of the thoracolumbar fascia to the lumbar extensor moment. Consequently, a lower paraspinal muscle effort at L5 could be necessary during S2 to maintain the unsupported load of the upper body. Other authors have documented hip extensor muscle involvement in load-bearing of the trunk during a Sorensen test like S1 (Kankaanpää et al., 1998a).

Arendt-Nielsen et al. (1992) hypothesized that the contribution of passive tissues as well as the energy required to create and maintain a cross-bridge is lower for the stretched muscle. During S2, the hip extensor muscles were stretched to a greater extent than during S1 because the hips were flexed at a 45° angle. This could explain the significantly lower rate of paraspinal muscle fatigue during S2.

Our results reveal that endurance holding times between the Sorensen variants are moderately correlated. We also found a significant difference between Sorensen variants for endurance time, indicating that the subjects systematically achieved greater holding time during S2. In the present experiments, greater than previously-reported endurance times were observed in S1 (Coorevits et al., 2005; McKeon et al., 2006) with slightly lower endurance times in S2 (Dedering et al., 1999; Elfving et al., 2007). An important factor that could explain these results is selection of the test cessation criteria. In our study, the test was ended when the subjects could no longer reposition their upper body in the horizontal position after verbal feedbacks provided by the investigator. McKeon et al. (2006) gave only one chance to their test subjects to reposition their upper body during the test and obtained a time duration of 124.4 s, whereas Dedering et al. (1999) (385 s) used a light-induced sensor and discontinued the test when relative displacement of the torso was over 2 cm. To reduce day-to-day variability and to standardize the isometric horizontal position procedure, proprioceptive or tactile feedback appears to be important.

Variability of the lumbar curvature is another factor to consider during the assessment of back extensor fatigue. Coorevits et al. (2005) evaluated lumbar curvature during the Sorensen protocol, and the fatigue indices were calculated with

a fixed threshold value of variance of the lordosis angle. Tveit et al. (1994) reported a significant effect of lumbar lordosis curvature on lever arm length of the back extensor muscles. A longer lever arm of the paraspinal muscles could lead to a mechanical advantage in creating back extensor moments. During our experiments, we carefully instructed the subjects to maintain a normal lumbar curvature during the tests. Further studies should be conducted with kinematic analysis to ascertain the relationship between lordosis curvature and muscle fatigue during different Sorensen protocols and CLBP subjects.

Some authors, comparing EMG fatigue indices of the back muscles between CLBP and healthy participants, observed that CLBP had a lower rate of back muscle fatigue (Elfving et al., 2003; Kramer et al., 2005; McKeon et al., 2006), but others did not find significant differences (Da Silva et al., 2005; Kankaanpaa et al., 1998b). A hypothesis that could explain these conflicting results is that CLBP subjects adopt alternative neuromuscular strategies that could modulate EMG fatigue indices of the back extensor muscles. One of them could be a reweighed contribution of the lumbopelvic extensor muscles in bearing the upper body load (Kankaanpaa et al., 1998b; McKeon et al., 2006). CLBP subjects showed a greater rate of hip extensor muscle fatigue when compared to healthy subjects. These results indicate that LBP participants might increase the contribution of their hip extensor muscles during back endurance tests. Our study highlights the task-dependency effect on the lumbopelvic muscles that could contribute to discrepancies in the results of these previous investigations.

The test subjects' motivation to sustain isometric contraction as long as possible could have influenced the endurance time variable. Some authors have

proposed a high correlation between hold time and EMG fatigue indices as a sign of subject motivation (Clark et al., 2002; Da Silva et al., 2005; Kankaanpää et al., 1998b; McKeon et al., 2006). We detected a task-dependency effect on this relationship. Only the GM showed a significant correlation in both S1 and S2 testing positions, explaining around 40% of the variance, whereas the T10 and L5 paraspinal levels presented a significant relationship only between hold time and EMG fatigue indices during S1 ( $R^2 \approx .20$ ). During both test variants, we provided the subjects with verbal encouragement. Thus, it appears that factors other than motivation could also contribute to the endurance time difference between tests.

We applied a linear regression model to calculate the MPF/time slope. Interestingly, higher  $R^2$  values were found for L5 level paraspinal muscles, showing that MPF data better fit the simple linear regression model than hip extensor muscles. However, a recent study has demonstrated that more complex statistical models are not more valuable on fatigue-related EMG indices (Coorevits et al., 2005).

#### **4.7. Conclusion**

Our data suggest that task-dependency has to be considered when EMG variables are compared between 2 types of lumbo-pelvic extensor muscle-fatiguing tasks. Different study results obtained with different protocols have to be interpreted with care, particularly in CLBP subjects or other populations with neuromuscular affections of the lumbo-pelvic muscles. The next step is to assess the effect of CLBP on task-dependency of the lumbopelvic extensor muscles.

## **CHAPITRE V**

### **ARTICLE II**

#### **FATIGABILITY OF LOMBO-PELVIC EXTENSOR MUSCLES IN HEALTHY ELDERLY SUBJECTS DURING A MODIFIED SORENSEN TEST.**

##### **5.1. Situation de l'article II dans le mémoire**

Nous comparerons la durée du test d'endurance ainsi que les indices de fatigue EMG (valeurs de pentes  $\text{MedF/t}$ ) entre des sujets jeunes adultes et des sujets âgés, obtenus durant un protocole modifié de Sorensen ( $45^\circ$  de flexion de la hanche). De plus, la différence de la capacité à générer une force maximale entre une condition reposée (CMV pré-fatigue) et en condition de fatigue (CMV post-fatigue) sera comparée entre les deux groupes de sujets. Cette étude permettra d'obtenir des données préliminaires sur la fatigabilité musculaire des muscles extenseurs lombo-pelviens chez les âgés.

FATIGABILITY OF LOMBOPELVIC EXTENSOR MUSCLES IN HEALTHY  
ELDERLY SUBJECTS DURING A MODIFIED SORENSEN TEST.

Annick Champagne<sup>1</sup>, Martin Descarreaux<sup>2</sup> and Danik Lafond<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département des Sciences de l'activité physique,

<sup>2</sup> Département Chiropratique

Université du Québec à Trois-Rivières.

**En préparation de soumission**



## 5.2. Abstract

Age-related changes in neuromuscular system are well established and lead to differences in EMG fatigue indices during assessment of muscle fatigue between young and elderly subjects. It seems that neuromuscular adaptations with aging vary across muscle groups. However, to the author's knowledge, muscle fatigue of lombopelvic extensor muscles in elderly subjects has not been investigated. The aim of this preliminary study was to estimate the effect of aging on lombopelvic extensors muscle fatigue during a modified Sorensen test. We hypothesized that elderly subjects would show a higher rate of lombopelvic extensor muscle fatigue compared to young subjects. Ten young adult males and eight community-dwelling elderly males participated in this study. Assessment of maximal muscle force was realized by performing two blocks of four maximum voluntary isometric lift tests in a semicrouched position. Subjects realized a modified Sorensen test (on a 45° roman chair) between the two blocks of MVC lift tests. Surface EMG activity of the paraspinal muscles (T10 and L5 levels) and hip extensor muscles (gluteus maximus; biceps femoris) was recorded, and muscular fatigue was assessed through power spectral analysis of the EMG data by calculating the rate of median power frequency change. Elderly subjects showed a lower rate of muscle fatigue at L5 level muscle and a tendency to lower holding time than young subjects. It seems that hip extensor muscles contribution to load-sharing of the upper body mass during the modified Sorensen test may change with aging, explaining the lower rate of muscle fatigue at L5 level with elderly subjects. Indeed, the lower maximal muscle strength (maximum voluntary static lift test in a semicrouched position) observed in elderly

subjects may not be sufficient to induce a significant difference of relative load sustained during the modified Sorensen test between the two age groups.

## Introduction

Low back pain (LBP) is one of the leading causes of disability, contributing to 40% of all work days lost in the United States of America (Manchikanti, 2000). Due to the cost associated with LBP work-related disabilities, most of the research literature has been aimed at the working and middle-aged individuals. However, back pain and neck pain are also common musculoskeletal disorders affecting approximately one third of the older adults aged over 70 years on monthly based period (Hartvigsen, Lings, de Leboeuf-Y and Bakketeig, 2004). The annual prevalence of chronic low back pain (CLBP) ranges from 44% and 84% in adults over 65 years of age (Andersson, 1999; Bressler et al., 1999). In Canada, CLBP is respectively the third and the fourth most important chronic health problem in women and men aged over 65 years (Goel et al., 1996). CLPB women with severe back pain were three to four times more likely than other women to have difficulty with light housework tasks and two times more likely to have difficulty with mobility tasks such as climbing stairs, walking or lifting (Léveillé et al., 1999). In industrial countries, it is estimated that approximately 30% of the population will be over 60 years of age by 2025 (Horrigan, 2003). Anticipating the impact of the growing aging population, better understanding of the impacts of CLBP on physical capabilities in elderly people will become an important issue.

Aging has been related to changes in neuromuscular system. Among these changes, loss of muscle force generation capacity (Allman et al., 2003; Kamen et al., 1995; Merletti et al., 2002; Rubinstein et al., 2005), a slower firing rate of motor unit (Kamen et al., 1995; Rubinstein et al., 2005) and a reduction in motor unit and muscle fibre number have been observed (Lexell et al., 1988). Together with the loss

of muscle fibres, a selective reduction in fast twitch fibres has been showed with advancing age, leading to alteration of muscle fibre type proportion (Merletti et al., 2002).

As a consequence of the shift in fibre type proportion, elderly individuals appear to be more resistant to muscle fatigue compared to younger adults (Bilodeau et al., 2001a; Bilodeau, Henderson, Nolte, Pursley and Sandfort, 2001b; Hicks et McCartney, 1996; Kent-Braun, A. V. Ng, Doyle and Towse, 2002). To investigate muscle fatigue, these authors have used normalized load (load adjusted to a fixed percentage of the maximal voluntary contraction). However, other authors have used an absolute load and showed that elderly subjects had higher muscle fatigability than young subjects (Allman et al., 2002; Faulkner et al., 1995). Due to the age-related decrease in maximal muscle strength, using a fixed load during a fatiguing task could lead to a higher relative load in elderly when compared to young subjects.

Endurance evaluation of the endurance of trunk extensor muscles has greater discriminative validity than evaluation of muscle strength in CLBP subjects (Kujala, Taimela, Viljanen, Jutila, Vitasalo, Videman and Battié, 1996; Luoto et al., 1995). In work-age adults, CLBP has been associated with a higher fatigability of lumbopelvic extensor muscles, as demonstrated by lower back endurance test duration (Kankaanpää et al., 1998a; Kankaanpää et al., 1998b; Kramer et al., 2005; Latimer et al., 1999; McKeon et al., 2006). However, very few data are available regarding back muscle endurance in elderly people. The current study evaluates and compares the endurance time and the lumbopelvic muscles fatigue during a clinical isometric trunk endurance test in healthy elderly and young healthy subjects. We hypothesised

that elderly will show a higher rate of lombopelvic extensor muscles fatigue than young subjects.

### **5.3. Methods**

#### *5.3.1. Participants*

Subjects were 8 community-dwelling elderly and 10 young adult males. All subjects were low back pain-free, as defined as no pain or pain occurring less than once a week at low intensity, without limitations on functional tasks or activity daily living tasks. All subjects were recruited from local or university community and signed informed written consent to participate, according the University Ethics Committee. Exclusion criteria were cognitive impairment (Mini Mental State Examination  $<21$ ), acute illness or pain and medical conditions that could make the lifting task and the Sorensen endurance test (see below) unsafe such as, but not limited to, hypertension, cardiac or respiratory disease, neurological symptoms and musculoskeletal disorders.

#### *5.3.2. Instrumentation and procedures*

All subjects performed two sessions in laboratory settings, separated by a week. In the first session, all participants completed a modified physical activity readiness questionnaire (mPAR-Q) to screen for contraindications to physical efforts and arterial blood pressure was measured. Elderly subjects were also asked to complete the Mini-mental State Examination (MMSE), a brief screening test for dementia and general cognitive impairment covering several aspects of cognition (Folstein, Folstein and McHugh, 1975). Descriptive data on participants are presented in table 5.1. Subjects were also instructed to realize four trials of

maximum voluntary static lifts in a semicrouched position (figure 5.1) separated by 2-min between trial period of rest. A resistive load cell (Model LSB350, FUTEK advanced sensor technology inc. CA, USA) attached to a platform was used to measure the peak force during each trial of maximum voluntary static lift. The subjects assumed a bilateral symmetrical leg lift position with forearms in pronation and the handle adjusted to knee height. The subjects were then instructed to pull steadily and maximally on the load cell for 5 s.

Table 5.1. Descriptive data on participants.

	Young subjects	Elderly subjects	<i>p-value</i>
Age	24 ± 2	74 ± 4	.000*
Weight (kg)	78 ± 10	80 ± 9	0.880
Height (m)	1.8 ± .04	1.7 ± .06	0.001*
BMI (m/Kg <sup>2</sup> )	24.4 ± 2.7	27.0 ± 2.5	0.021*
S.B.P. (mmHg)	119 ± 8	135 ± 10	.000*
D.B.P. (mmHg)	74 ± 8	78 ± 8	0.415
MMSE	N/A	27.8	N/A

Data are means ± standard deviation and their relative p-values. BMI = body mass index. S.B.P. = systolic blood pressure. D.B.P. = diastolic blood pressure.

\*  $p < .05$ .

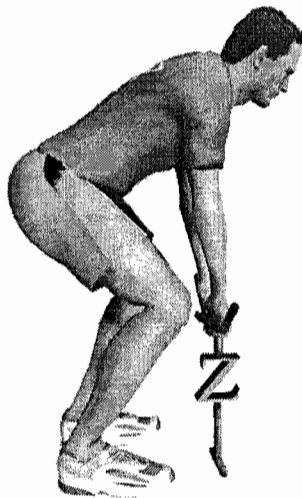


Figure 5.1. Semicrouched test position of the subject during the maximum voluntary static lift.

A week later, subjects were asked to perform two blocks of 4-trials of maximum voluntary static lifts using the same experimental protocol used in the previous evaluation. Between blocks of static lifts, subjects performed a body weight-dependent isometric back extension endurance test (figure 5.2). The modified version of the Sorensen endurance test was performed with the subject in a prone position on a 45 degrees roman chair, the iliac crests aligned with the edge of the chair cushion. Subjects maintained the unsupported body (head, arms and trunk) in a horizontal position relative to the ground as long as they could. They were also instructed to maintain the lumbar lordosis as stable as possible. The subjects were instructed to maintain their torso in contact with a static reference providing a tactile proprioceptive feedback over the left scapulae. Because perceived exertion is a significant factor limiting exercise performance, subjects were required to rate their

perceived effort during the endurance test using the Borg CR-10 scale (ranging 0-10) (Borg, 1990). Borg scale values were plotted against normalized time (0 to 100%), a least square linear regression analysis was applied to this data time series and coefficients of determination ( $R^2$ ) were calculated.

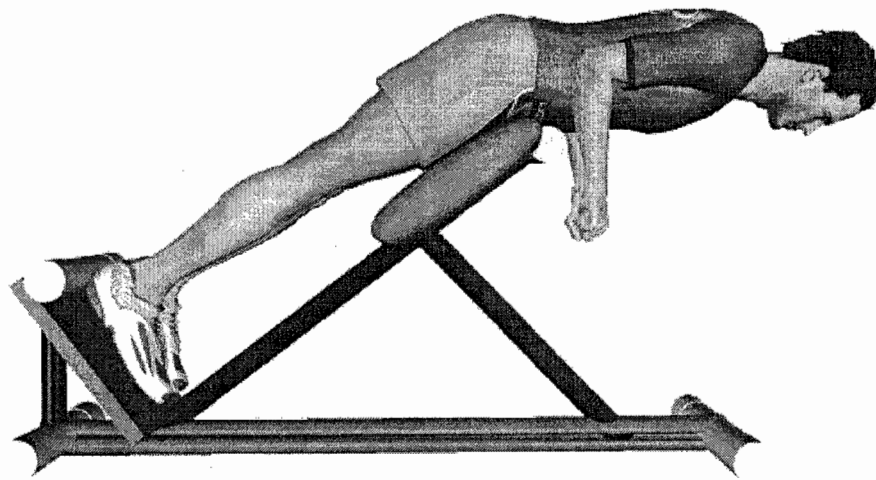


Figure 5.2. Test positioning of the study subjects during modified Sorensen test (on a 45° roman chair).

Surface electromyography (EMG) was recorded during the back extensors endurance tests. Surface electrodes were fixed bilaterally on the paraspinal muscles at T10 and L5 level, on the gluteus maximus (GM) and on the biceps femoris (BF). The reference electrode was positioned over the left acromion. Skin impedance was reduced by: 1) shaving excess body hair if necessary, 2) gently abrading the skin with fine grade sandpaper and wiping the skin with alcohol swabs. The EMG activity was recorded using the Bortec Biomedical acquisition system (Model AMT-8, common mode rejection ratio of 115 dB at 60 Hz, input impedance of 10 M $\Omega$ ,



preamplification gain of 500) and sampled at 1000 Hz using Labview custom made program. Data were processed using Matlab (Mathworks, Natick, MA). The EMG data were digitally filtered using 10 to 450 Hz bandpass zero-lag, fourth-order Butterworth filter. Median power frequency (MPF) was calculated from consecutive 3-s intervals using Fast-Fourier transformation from the first 5 second to the end of the recorded signal during the Sorensen test. A least square linear regression analysis was applied to the MPF time series (MPF as a function of time) to calculate the rate of decline (MPF/time slope).

### 5.3.3. *Statistical analysis*

A two-way analysis of variance with repeated measures design was used to investigate the effects of groups (young and elderly subjects), times (session-to-session) and the group by times interaction effect on the maximal static lifting strength (values recorded during the first block of trials (session 1) and during the second block (session 2a)). Coefficients of variation (CV) between trials of maximal lifting strength values were calculated and a two-way analysis of variance with repeated measures was applied to analyse the effect of groups (young and elderly) and times (session-to-session) on this variable. To investigate the effect of group, muscle fatigue and group by muscle fatigue interaction on maximal lifting strength (values recorded during the second block of trial (session 2a) and during the third block (session 2b)), a two-way analysis of variance with repeated measures was performed.

A two-way analysis of variance was used to investigate the effect of group (young and elderly subjects), muscle (T10, L5, GM and BF) and the group by muscle interaction effect on the MPF/T slopes. Tukey post hoc comparisons were

performed on each factor whenever the ANOVA yielded a significant difference ( $p < .05$ ). Because differences in neuromuscular strategies could influence local muscle fatigue, between-group comparisons were also performed at each electrode sites using a Bonferroni's adjusted T-test ( $p < .013$ ; 4 comparisons).

An independent sample T-test was conducted to compare the endurance times (during the Sorensen test) between groups. Then, an independent sample T-test was used to analyse the subject's characteristics between young and elderly subjects. Finally, to compare goodness of fit of least square linear regression analysis (calculated for Borg scale values) between groups, independent sample T-test on the  $R^2$  was used. All statistical analyses were done with the computer package Statistica (Statsoft, OK, USA) by using .05 as statistical significance level.

#### 5.4. Results

For maximal lifting strength values, there was a significant between group effect, with young subjects having a higher value than elderly subjects (figure 5.3) ( $F(1) = 6.84, p = 0.017$ ) (figure 5.X). However, there was no significant between-sessions difference ( $F(1) = .01, p = .907$ ) and no interaction effect between groups and session ( $F(1) = 1.23, p = .28$ ). For CV, a significant difference was obtained for session effect ( $F(1) = 5.59, p = .029$ ), with the second session showing a lower CV values (mean  $\pm$  SEM:  $7.38 \pm .88$  vs  $5.63 \pm .57$ ). However, no significant difference was found for between group effect ( $F(1) = .068, p = .797$ ) and group by session interaction effect ( $F(1) = 1.31, p = .268$ ).

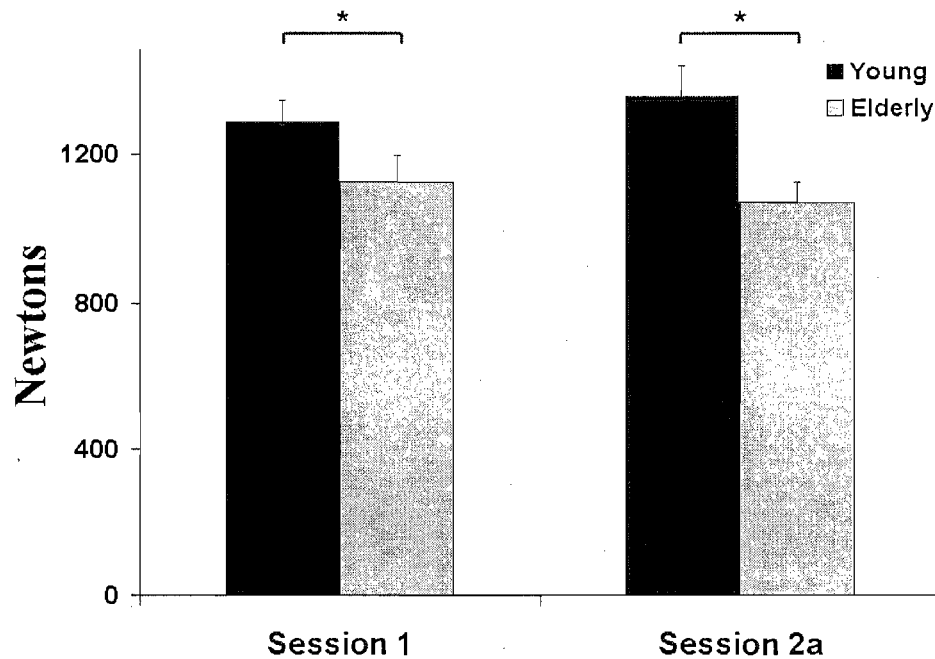


Figure 5.3. Between-session comparison of maximal lifting strength values for young and elderly subjects. Data are means  $\pm$  SEM. \*  $p < 0.05$

There was a significant between-group effect ( $F(1) = 7.27, p = .014$ ) on the average maximal isometric lifting strength (pre and post fatigue values of the second session) with greater values found in young subjects compared to elderly subjects (figure 5.4). As expected, pre-fatigue strength values was greater than post-fatigue values in both groups ( $F(1) = 17.77, p < .001$ ). Interaction effect of group by muscle fatigue did not disclose a significant difference ( $F(1) = .043, p = .837$ ).

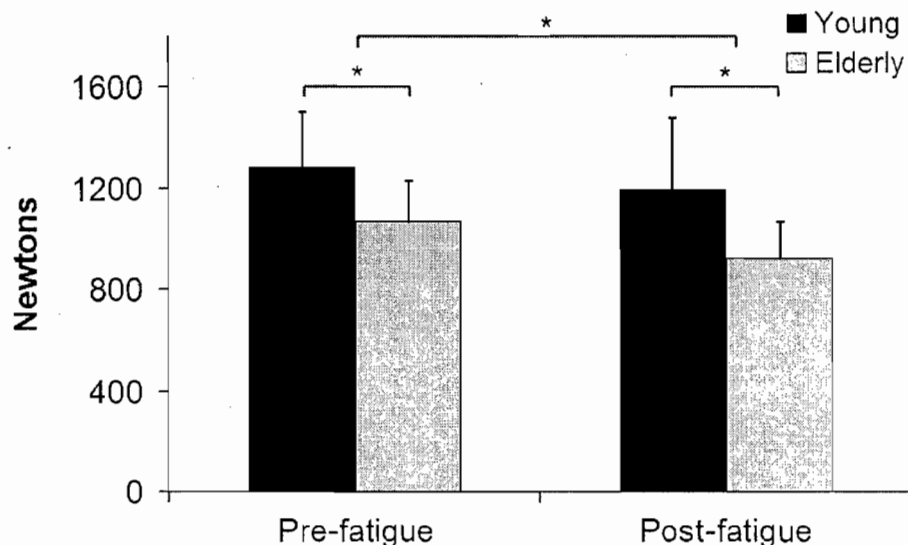


Figure 5.4. Maximal isometric lifting strength values before and after the modified Sorensen fatiguing protocol. The data are means $\pm$ SEM. \* =  $p < 0.05$ .

MPF/time slope values are presented in figure 5.5. We found no group effect on the MPF/time slope values ( $F(1) = 2.6, p = .112$ ) and no effect of interaction between group and muscles ( $F(3) = 1.11, p = .353$ ). Between-muscle effect yielded a significant difference ( $F(3) = 4.11, p = .01$ ) and post-hoc comparison showed that GM and L5 level muscles had higher MPF/time slope values than T10 level muscle (mean $\pm$ SEM:  $-0.095 \pm 0.027$  and  $-0.27 \pm 0.044$  vs  $-0.33 \pm 0.07$ ). Multiple between-group comparison disclosed a significant between-group difference at L5 level ( $t(16) = -3.199, p = .006$ ) where young subjects presented significantly higher MPF/time slope values than the elderly group (mean $\pm$ SEM:  $-0.374 \pm 0.055$  vs  $-0.148 \pm 0.039$ ;  $p = 0.006$ ).

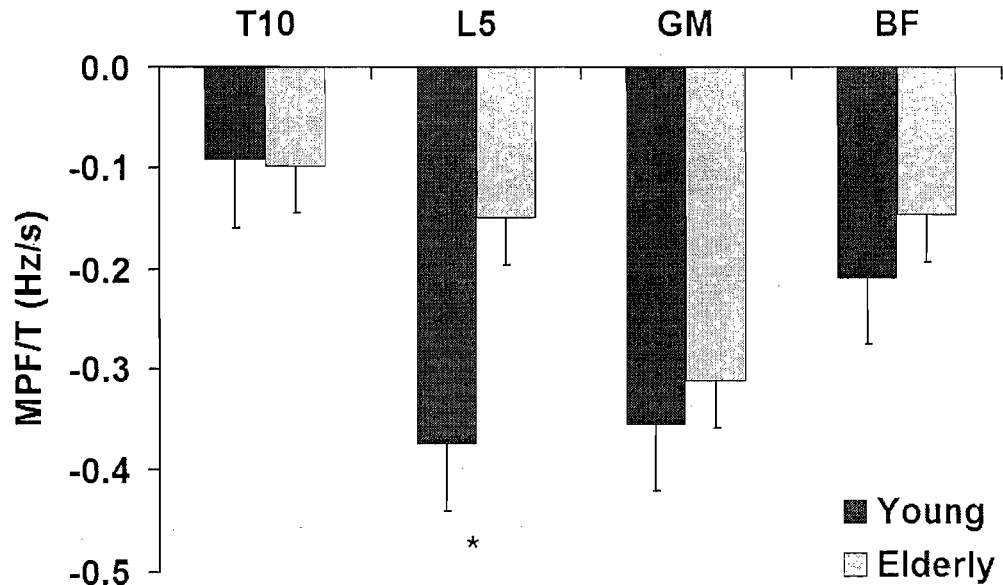


Figure 5.5. Average rates of median frequency change for each muscle. The data are means $\pm$ SEM. \*  $p < 0.05$

There was no significant between-group difference in endurance time during the Sorensen test ( $p = .118$ ). However, there was a tendency that elderly subjects had a reduction of endurance time compared to the young adults group ( $266.9 \pm 74.2$ s. vs  $320.0 \pm 75.7$ s).

For  $R^2$  values calculated for Borg scale slopes, we did not find a significant difference between age groups ( $T(20) = 0.432$ ,  $p = 0.67$ ). Data of one typical young and elderly subjects are presented in figure 5.6.

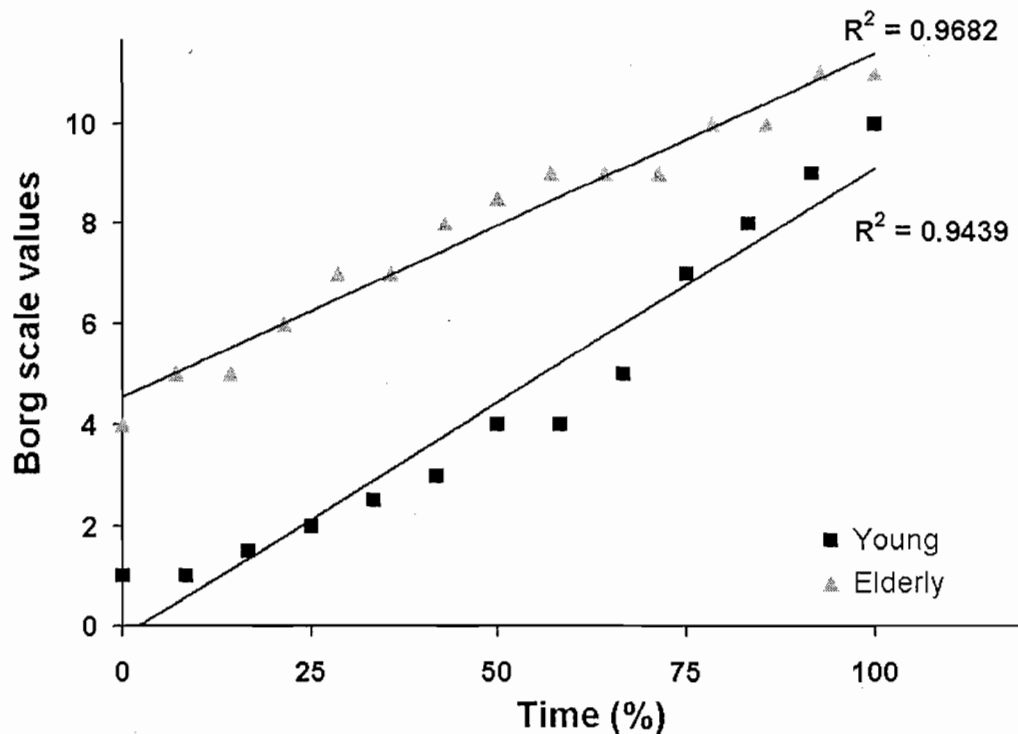


Figure 5.6. Coefficient of determination ( $R^2$ ) of Borg scale slopes for one young and elderly subjects.

### 5.5. Discussion/conclusion

The aim of this preliminary study was to compare fatigue of lumbopelvic extensor muscles between young and elderly subjects. Both age groups showed a significant decrease of maximal isometric lifting strength values after the fatiguing protocol, meaning that muscle fatigue was induced for all subjects by the modified Sorensen test. Indeed, although the maximal isometric strength values did not differ between sessions, CV values were lower for the second session for both age groups. This could indicate that subjects improved motor strategies during the static lifting task, leading to reduction in variability of maximal strength values.

We have initially supposed that elderly subjects would show a higher rate of lumbopelvic extensor muscle fatigue compared to young subjects, due to age-associated reduced muscle strength resulting in an increased relative load in elderly subjects. An important finding was that elderly subjects had a lower rate of paraspinal muscle fatigue at L5 level compared to young subjects. This finding is in accordance with previous studies that have assessed age-related effect on muscle fatigability using fatigue protocol including relative load (normalized to maximal strength) (Bilodeau et al., 2001b; Merletti et al., 2002). Merletti et al. (1992) explained the lower decrease in MPF/T slope values with muscle fatigue in elderly, compared to young subjects, by the preferential loss of type II fibres with advancing age. However, we did not find a significant difference of EMG fatigue indices between age groups for other muscles investigated, although elderly subjects showed a tendency to lower muscle fatigability for hip extensors muscles (GM and BF). It seems that age effect on muscle fatigue could be muscle dependent. However, Yassierli et al. (2007) have compared fatigability of two different muscle groups between young and elderly subjects and concluded that lumbar paraspinal muscles are less sensitive to age effect of muscle fatigue than shoulder abductor muscles. One hypothesis that could explain this different age-related effect on lumbar paraspinal muscle fatigue is the use of different testing procedures. It is well-established that fatigue of lumbar paraspinal muscles is task-dependent (Champagne, Lafond and Descarreaux, 2008; Elfving et al., 2007; Koumantakis et al., 2001). Champagne et al. (2008) have compared two variants of the Sorensen test and concluded that the contribution of hip extensor muscles to lumbar extensor moment is modulated by hip sagittal orientation, leading to modulation of EMG fatigue

indices of L5 level muscle. It is possible that the contribution of hip extensor muscles to load-sharing of the upper body mass during the modified Sorensen test may vary between young and elderly subjects. This could explain the significant lower paraspinal muscle fatigue that we observed at L5 level in elderly subjects, in comparison to young subjects. However, further studies are needed to investigate this hypothesis and evaluate the effect of age on the task-dependency effect of lumbopelvic extensor muscles in elderly subjects.

Another important finding was that elderly showed lower maximal isometric lifting strength values and a tendency to lower holding time compared to young subjects, although they had lower rate of muscle fatigue at L5 level muscles. A previous study using strength matched individuals have demonstrated that isometric endurance of elbow flexor muscles is higher in elderly than in young adults subjects, independently of the absolute strength of the subjects (Bazzucchi, Marchetti, Rosponi, Fattorini, Castellano, Sbriccoli and Felici, 2005). In our study, the lower absolute maximal isometric lifting strength in elderly subjects may be not sufficient to induce a significant difference, between the two age groups, in the relative load sustained during the modified Sorensen test. It has been reported that elderly subjects had a smaller increase of spectral variables (MPF values) relatively to higher load level (Merletti et al., 1992). Previous studies have also showed that elderly had a smaller increase of conduction velocity with increasing voluntary contraction level from 20% to 80% MVC. Moritani et al. (1982) reported that the change of EMG activity with increasing force level (40 to 60% of MVC) was



relatively small for the soleus, which is characterized by a predominance of type I fibres.

In the present experiment, elderly and young subjects presented differences in body mass index (BMI). Previous studies have investigated the relationship between BMI and EMG fatigue indices of paraspinal muscles. Kankaanpää et al. (1998a) have found no relationship between BMI of young adult males and EMG fatigue indices of paraspinal muscle. Then, it could be hypothesised that the higher BMI observed in elderly subject had not influenced significantly their EMG fatigue indices.

During the modified Sorensen test, we observed that both young and elderly subjects have rated their perceived exertion according to a linear regression model, meaning that all subjects showed a similar behaviour of rating perceived exertion. Subject's motivation is an important factor that could modulate performance during fatiguing protocol (Jones et al., 2000). Very few studies have investigated the effect of aging on perceived exertion during isometric fatiguing protocol. Allman et al. (2003) reported that the rating of perceived exertion of older subjects was higher at the beginning of the test than young subjects. However, further studies are needed to investigate the effect of aging on perceived exertion during test like Sorensen protocols.

In conclusion, this study is the first that have assessed lumbopelvic extensor muscle fatigue in elderly subjects during a modified Sorensen test. We showed that elderly subjects had higher fatigue resistance of L5 level muscles than young

subjects, despite they demonstrated a lower isometric maximal lift strength values and a tendency to lower holding time. Increasing the sample size will allow to improve statistical power and could lead to obtain standard data on lombopelvic extensor muscles fatigue in elderly subjects. These results are important, since Sorensen test is commonly used by clinicians to assess back muscle endurance in CLBP subjects. The next step will be to investigate the effect of CLBP with elderly workers that also present CLBP.

## **CHAPITRE VI.**

### **DISCUSSION GÉNÉRALE**

Les études réalisées dans le cadre de ce mémoire contribuent à l'amélioration des connaissances quant aux facteurs modulant les indices de fatigue EMG lors de protocoles d'évaluation de la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens. Cet apport s'est effectué par l'atteinte des deux objectifs suivant :

- 1) Étude de l'influence de la tâche (modification de l'angle du test de Sorensen) sur le taux de fatigue musculaire des extenseurs lombo-pelviens;
- 2) Effets de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens.

#### **6.1. Effets de la tâche sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens**

L'objectif de cette étude était d'évaluer la spécificité de la tâche sur les indices de fatigue EMG des extenseurs lombo-pelviens. Nous avons observé une faible corrélation des valeurs de pente MedF/T entre S1 et S2. Une modification de 45° de l'orientation des hanches, dans le plan sagittal, influence les variables EMG lors d'un protocole de fatigue isométrique similaire, le tronc positionné horizontalement et soumis à la force gravitationnelle. Ces résultats supportent l'hypothèse de la dépendance de la tâche sur la fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens. Nous avons supposé que les indices de fatigue EMG des extenseurs pelviens différeraient entre les tests S1 et S2. Nous avons observé que les extenseurs lombo-pelviens fatiguent de façon simultanée durant les tests. Cependant, seuls les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux à L5 ont différencié entre les deux positions de test, démontrant ainsi un effet de dépendance de la tâche. Il apparaît que

les extenseurs de la hanche contribuent à la distribution des contraintes occasionnées par la masse du haut du corps lors des deux tests, mais à un différent degré. Les muscles extenseurs de la hanche ont un lien anatomique et biomécanique avec le fascia thoraco-lombaire (FTL). L'état d'élongation ou de contraction de ces muscles influence la tension du feuillet postérieur du FTL (Vleeming et al., 1995). Sachant que le FTL participe au moment de force en extension au niveau lombaire, une augmentation de la longueur des muscles extenseurs de la hanche se traduirait par une augmentation de la tension dans le FTL et donc, par une plus grande contribution du FTL à ce moment de force. Conséquemment, un plus faible niveau d'effort des muscles paraspinaux à L5 serait nécessaire afin de maintenir la position du tronc contre gravité. Il est reconnu que les muscles extenseurs de la hanche participent au maintien du tronc durant un test de Sorensen similaire à notre test S1 (Kankaanpaa et al., 1998a). Arendt-Nielsen et al. (1992) ont émis l'hypothèse que l'énergie nécessaire au maintien des ponts d'actine-myosine est plus faible lorsque les muscles sont en position allongée. De plus, nous savons que la contribution des structures passive à la génération d'une tension augmente proportionnellement à la longueur des muscles. Durant le test S2, les hanches étaient fléchies à 45°, engendrant un étirement plus important des muscles extenseurs de la hanche comparativement au test S1. Il en résulterait un effort moindre des muscles paraspinaux lombaires nécessaire au maintien de la position horizontale du tronc, expliquant de ce fait le plus faible taux de fatigue des muscles paraspinaux à L5 durant le test S2.

Nos résultats ont révélé une corrélation modérée entre le temps d'endurance obtenu pour le test S1 et S2. De plus, une différence significative a été observée entre le temps d'endurance des deux tests. Ceci signifie que les sujets ont systématiquement obtenu un temps d'endurance plus élevé durant le test S2, comparativement au test S1. Dans la présente étude, la durée des tests est plus élevée que celles rapportées par certains auteurs (Coorevits et al., 2005; Dederling et al., 1999; Elfving et al., 2007; McKeon et al., 2006). Un facteur important affectant possiblement la durée des tests est le critère d'arrêt du test. Dans notre étude, l'arrêt du test était déterminé par l'incapacité du sujet à maintenir la position horizontale du tronc et ce, malgré la rétroaction prodiguée par l'évaluateur. Certains auteurs ont quant à eux permis au sujet de se repositionner une seule fois durant le test et ont obtenu un temps d'endurance moyen de 124.4 secondes (McKeon et al., 2006). Dederling et al. (1999) (protocole similaire à notre test S2) ont contrôlé la position du tronc et ont déterminé l'arrêt de l'évaluation lorsque le déplacement du tronc des sujets était supérieur à 2cm, relativement à la position initiale, tel que mesuré par un capteur de mouvement placé sur l'épaule des sujets (385 secondes). L'utilisation d'un tel capteur ou le contact du tronc avec un objet contribue à optimiser la position isométrique du tronc lors du test de Sorensen et permet de standardiser le critère d'arrêt du test. Ceci pourrait limiter la variabilité inter-sujet de la durée du test, étant attribuée au biais de l'expérimentateur.

La variabilité intra-sujet de la courbure lombaire (changement de la courbure lombaire durant une tâche fatigante) est un autre facteur à considérer lors de l'évaluation de la fatigabilité des muscles paraspinaux. Coorevits et al. (2005) ont

évalué la variabilité de la courbure lombaire durant un protocole de Sorensen. Les indices de fatigue EMG ont été calculés selon un seuil de variabilité de l'angle de la lordose lombaire. Tveit et al. (1994) ont démontré que la courbure de la lordose lombaire a un effet significatif sur le bras de levier des muscles paraspinaux. Un plus grand bras de levier de ces muscles résulte en un avantage mécanique sur le moment de force en extension au niveau lombaire. Durant nos deux protocoles, les sujets ont reçu la consigne de maintenir une lordose lombaire normale. Comme il existe peu de données cinématiques caractérisant la relation entre la lordose lombaire et les indices de fatigue EMG durant différents protocoles de Sorensen, d'autres études sont nécessaires afin d'investiguer cette relation.

Certains auteurs ont comparé les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux entre des sujets sains et des sujets ayant des DLC et ont obtenu des résultats différents. Certains ont observé que les sujets DLC ont un taux de fatigue EMG plus faible au niveau des muscles paraspinaux comparativement à des sujets sains (Elfving et al., 2003; Kramer et al., 2005; McKeon et al., 2006). Cependant, d'autres auteurs n'ont observé aucune différence entre ces deux groupes de sujets (Da Silva et al., 2005; Kankaanpää et al., 1998b). Une hypothèse pouvant expliquer ce constat est que les sujets DLC utilisent possiblement des stratégies neuromusculaires différentes lors de l'évaluation de la fatigabilité des muscles paraspinaux. Il est possible qu'une modification de la contribution des muscles extenseurs de la hanche au maintien de la position horizontale du tronc, durant un protocole de Sorensen, entraîne des changements dans les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux chez les sujets DLC (Kankaanpää et al., 1998b; McKeon et

al., 2006). Il a été démontré que les sujets ayant une DLC ont un taux plus élevé de fatigue des muscles extenseurs de la hanche, comparativement aux sujets sains, supportant l'hypothèse d'une augmentation de l'activité de ces muscles lors de test d'endurance des paraspinaux. Notre étude a démontré que l'influence du phénomène de dépendance de la tâche sur les muscles extenseurs lombo-pelviens peut possiblement contribuer aux différences obtenues entre ces études antérieures.

La motivation des sujets à maintenir une contraction musculaire isométrique jusqu'à épuisement peut avoir influencé le temps d'endurance durant les deux protocoles de fatigue. Certains auteurs ont affirmé qu'une corrélation élevée entre le temps d'endurance et les indices de fatigue EMG indique le niveau de motivation des sujets (Clark et al., 2002; Da Silva et al., 2005; Kankaanpää et al., 1998b; McKeon et al., 2006). Nous avons observé un phénomène de dépendance de la tâche sur cette relation. C'est-à-dire que seulement le muscle GM a montré une corrélation significative entre ces deux variables pour les deux positions de test, expliquant approximativement 40% de la variance. Les muscles paraspinaux à T10 et L5, ont montré une relation significative seulement pour le test S1 ( $R^2 \approx .20$ ). Les sujets ont été verbalement encouragés à maintenir l'effort musculaire durant les deux tests. Il apparaît donc qu'un facteur autre que la motivation module le temps d'endurance entre les deux positions de test.

## **6.2. Effets de l'âge sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens**

Le but de cette étude préliminaire était d'évaluer la fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens entre des sujets jeunes et âgés durant un protocole

modifié de Sorensen. Les deux groupes de sujets ont montré un niveau significatif de fatigue musculaire suite au protocole de Sorensen modifié, tel qu'observé par des valeurs plus faibles de force musculaire mesurée lors du test isométrique maximal en position semi-accroupie (*lifting test*) exécuté suite au test de Sorensen modifié. Entre la session un et la session deux (valeur pré-fatigue), le niveau de force musculaire (*lifting test*) observé a été similaire et ce, pour les deux groupes de sujets. Cependant, une différence entre les coefficients de variation a été obtenue, indiquant possiblement une amélioration des stratégies motrices utilisées durant le *lifting test*.

Nous avons initialement émis l'hypothèse que les sujets âgés montreraient un taux plus élevé de fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens comparativement aux sujets jeunes adultes. Il a été supposé que la réduction de la force maximale chez les âgés engendrerait une plus grande charge relative (augmentation du pourcentage de la force maximale volontaire nécessaire à l'effort demandé) chez ces sujets durant le protocole de fatigue de Sorensen. Les sujets âgés ont montré un plus faible taux de fatigue des muscles paraspinaux à L5. Des résultats similaires ont été observés par d'autres auteurs ayant évalué l'effet de l'âge sur la fatigabilité de divers muscles, par l'utilisation de charge normalisée (charge en fonction d'un pourcentage fixe de la CMV) (Bilodeau et al., 2001b; Merletti et al., 2002). Merletti et al. (1992) ont affirmé que la plus faible diminution des valeurs de pentes MedF/T chez les sujets âgés traduit la diminution de la proportion des fibres de type II avec l'âge. Cependant, durant notre protocole de Sorensen modifié, les indices de fatigue EMG au niveau des muscles paraspinaux à T10 et des muscles extenseurs de la hanche n'ont pas démontré de différence significative entre les



deux groupes de sujets. Il semble que l'effet de l'âge sur la modulation des indices de fatigue EMG varie selon les groupes musculaires. Yassierli et al. (2007) ont comparé la fatigabilité de deux groupes musculaires différents entre des sujets jeunes et âgés et ont conclu que les muscles paraspinaux lombaires sont moins sensibles à l'effet de l'âge, comparativement aux muscles abducteurs de l'épaule. Nos résultats démontrant une plus faible fatigabilité des muscles paraspinaux à L5 sont donc différents de ceux obtenus par Yassierli et al. (2007). Une hypothèse pouvant expliquer cette divergence est l'utilisation de protocoles d'évaluation différents. Le phénomène de dépendance de la tâche sur la fatigabilité des paraspinaux est bien établi (Champagne et al., 2008; Elfving et al., 2007; Koumantakis et al., 2001). Champagne et al. (2008) ont comparé deux variants du test de Sorensen et ont conclu que la contribution des muscles extenseurs de la hanche au moment de force en extension au niveau lombaire est influencée par l'orientation, dans le plan sagittal, de la ceinture pelvienne, modulant ainsi les indices de fatigue EMG des muscles paraspinaux à L5. Il est possible que la contribution des muscles extenseurs de la hanche au moment de force en extension au niveau lombaire, durant le test de Sorensen modifié, varie en relation avec l'âge. Cette hypothèse pourrait expliquer le plus faible taux de fatigue que nous avons obtenus au niveau des muscles paraspinaux à L5 pour les sujets âgés. D'autres études sont nécessaires afin d'investiguer cette hypothèse et ainsi évaluer l'effet de l'âge sur le phénomène de dépendance de la tâche sur les extenseurs lombo-pelviens.

Les sujets âgés ont montré un plus faible niveau de force musculaire (*lifting task*) et une tendance à une plus faible durée de test lors du Sorensen modifié, bien qu'une plus grande résistance à la fatigue des muscles paraspinaux à L5 ait été observé. Des auteurs ont précédemment investigué l'effet de l'âge sur l'endurance musculaire chez des sujets jeunes et aînés dont la force musculaire maximale était similaire (Bazzucchi et al., 2005). Ils ont démontré que l'endurance musculaire lors d'une tâche isométrique soutenue est plus élevée chez les sujets aînés, indépendamment à la force absolue des sujets. De plus, Moritani et al. (1982) ont observé, lors d'une tâche fatigante, que la modulation de l'activité EMG (EMG intégré) en relation avec l'augmentation du niveau de la charge (40 à 60% de la CMV) est relativement faible pour le muscle soleus, caractérisé par une prédominance de fibres de type I. D'autres auteurs ont rapporté que les sujets aînés auraient une plus faible augmentation des valeurs MedF en relation avec l'augmentation du niveau de contraction (20 à 80% de la CMV), démontrant une plus faible augmentation du contenu fréquentiel avec des charges plus élevées (Merletti et al., 1992). Dans notre étude, le plus faible niveau de force musculaire maximale (test isométrique en position semi-accroupie) observé chez les sujets aînés soit insuffisant pour induire une différence significative du niveau de charge relative (pourcentage de la force musculaire maximale requise afin de maintenir la position contre gravité du tronc) entre les deux groupes d'âges durant le test de Sorensen modifié.

Dans cette présente étude, une différence de l'indice de masse corporelle (IMC) a été observée entre les deux groupes de sujets. Des chercheurs ont

précédemment évalué la relation entre l'IMC et les indices EMG de fatigue musculaire des paraspinaux. Kankaanpää et al. (1998a) n'ont observé aucune relation significative entre ces deux variables chez des sujets jeunes adultes masculins. Donc, il est probable que l'IMC plus élevé obtenu chez les sujets âgés n'ait pas influencé significativement les indices de fatigue EMG des muscles extenseurs lombo-pelviens.

Lors du protocole de Sorensen modifié, les deux groupes de sujets ont coté leur perception de l'effort selon un modèle de régression linéaire. Tous les sujets ont donc démontré un comportement de perception de l'effort similaire. La motivation des sujets à maintenir un effort musculaire prolongé est un facteur important pouvant influencer la performance lors de protocoles de fatigue musculaire (Jones et al., 2000). À notre connaissance, très peu d'études ont évalué l'effet de l'âge sur la perception de l'effort. Allman et al. (2003) ont affirmé que la perception de l'effort chez les sujets âgés est plus élevée au début d'une tâche fatigante, comparativement aux sujets jeunes adultes. Certains auteurs ont soulevé la possibilité que l'absence de familiarisation avec la tâche réalisée pourrait influencer négativement la performance des personnes âgées (Allman et al., 2002). Ceci se traduirait par une sous-estimation de la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens chez les sujets âgés. D'autres études sont nécessaires afin d'évaluer l'effet de l'âge sur la perception de l'effort durant des protocoles de fatigue tel le test de Sorensen.

## **CHAPITRE VII.**

### **CONCLUSION GÉNÉRALE**

Ce projet de recherche visait à améliorer les connaissances sur les variables influençant la fatigabilité musculaire et la performance lors de deux variantes du test de Sorensen. Plus spécifiquement, nous avons d'abord évalué l'effet de la tâche sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens. Ensuite, nous avons comparé la fatigabilité des extenseurs lombo-pelviens entre des sujets jeunes adultes et âgés durant un test de Sorensen modifié.

Dans un premier temps, nous avons établi l'importance de considérer la position de test lorsque les variables EMG sont comparés entre deux types de protocole de fatigue des muscles extenseurs lombo-pelviens. Les différents résultats obtenus par les chercheurs ayant utilisé divers types de protocoles d'évaluation de la fatigabilité des muscles paraspinaux doivent être interprétés avec discernement, particulièrement chez les sujets présentant des affections neuromusculaires telles les DLC. Aussi, l'effet de la dépendance de la tâche sur la fatigabilité des extenseurs lombo-pelviens reste à être investigué.

Finalement, nous avons établi pour la première fois que les adaptations neuromusculaires liées au vieillissement modulent la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens durant un test de Sorensen modifié. Nous avons observé que les sujets âgés ont une plus grande résistance à la fatigue au niveau des muscles paraspinaux à L5, malgré une force musculaire maximale plus faible

comparativement aux sujets jeunes. Considérant le vieillissement de la population et l'augmentation de la prévalence des DLC chez les travailleurs âgées, ces résultats sont importants, puisque le test de Sorensen est un protocole fréquemment utilisé par les chercheurs et les cliniciens afin d'évaluer la fatigabilité et l'endurance des muscles paraspinaux et extenseurs de la hanche chez des sujets DLC. La prochaine étape sera d'investiguer la dépendance de la tâche sur la fatigabilité des muscles extenseurs lombo-pelviens chez des sujets âgés sains et chez des travailleurs âgés ayant des DLC.

## RÉFÉRENCES

- Allen DG, Lannergren J et Westerblad H (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology*, 80, 497-527.
- Allman BL et Rice CL (2001). Incomplete recovery of voluntary isometric force after fatigue is not affected by old age. *Muscle Nerve*, 24(9), 1156-67.
- Allman BL et Rice CL (2002). Neuromuscular fatigue and aging: Central and peripheral factors. *Muscle and Nerve*, 25(6), 785-796.
- Allman BL et Rice CL (2003). Perceived exertion is elevated in old age during an isometric fatigue task. *European Journal of Applied Physiology*, 89(2), 191-197.
- Aminoff T, Smolander J, Korhonen O et Louhevaara V (1997). Cardiorespiratory and subjective responses to prolonged arm and leg exercise in healthy young and older men. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 363-368.
- Andersson GB (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*, 354(9178), 581-585.
- Arendt-Nielsen L, Gantchev N et Sinkjaer T (1992). The influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 85(3), 166-172.
- Arnall FA, Koumantakis GA, Oldham JA et Cooper RG (2002). Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clinical Rehabilitation*, 16, 761-771.

- Balog EM, Thompson LV et Fitts RH (1994). Role of sarcolemma action potentials and excitability in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 76(5), 2157-2162.
- Bazzucchi I, Marchetti M, Rosponi A, Fattorini L, Castellano V, Sbriccoli P et Felici F (2005). Differences in the force/endurance relationship between young and older men. *European Journal of Applied Physiology*, 93(4), 390-397.
- Bélanger AY et McComas J (1981). Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology*, 51, 1131-1135.
- Biering-Sorensen F (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-19.
- Bigland-Ritchie B, Furbush F et Woods JJ (1986). Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology*, 61(2), 421-429.
- Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC, Smith S et Woods JJ (1983a). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 340(1), 335-346.
- Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold OC et Woods JJ (1983b). Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50(1), 313-324.
- Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ et Walsh ML (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 361-80.
- Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL et Weeks JB (2001a). Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle and Nerve*, 24(1), 98-106.

- Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ et Sandfort GL (2001b). Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction. *Journal of Applied Physiology*, 91(6), 2654-2664.
- Borg G (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 16(suppl 1), 55-58.
- Brasil-Neto JP, Pascual-Leone A, Valls-Solé J, Cammarota A, Cohen LG et Hallet M (1993). Postexercise depression of motor evoked potentials: a measure of central nervous system fatigue. *Experimental Brain Research*, 93, 181-184.
- Bressler HB, Keyes WJ, Rochon PA et Badley E (1999). The prevalence of low back pain in the elderly. A systematic review of the literature. *Spine*, 24(17), 1813-9.
- Bruton JD, Wretman C, Katz A et Westerblad H (1997). Increased tetanic force and reduced myoplasmic [P(i)] following a brief series of tetani in mouse soleus muscle. *The American Journal of Physiology*, 272(3), C870-874.
- Champagne A, Lafond D et Descarreaux M (2008). Back and hip extensor muscle fatigue in healthy subjects: Task-dependency effect of two Sorensen test variants. *European Spine Journal*, In Press.
- Clark BC, Manini TM, Mayer JM, Ploutz-Snyder LL et Graves JE (2002). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1547-1552.
- Coorevits PLM, Danneels L, Cambier DC, Ramon H et Vanderstaeten G (2008). Assessment of the validity of the Biering-Sorensen test for measuring back



- muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, In Press.
- Coorevits PLM, Danneels LA, Ramon H, Van Audekercke R, Cambier DC et Vanderstraeten GG (2005). Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(5), 444-451.
- CSST (2006). Statistiques sur les affections vertébrales 2002-2005 ed: Commission de la santé et sécurité au travail.
- Da Silva RA, Jr., Arsenault AB, Gravel D, Larivière C et de Oliveira E, Jr. (2005). Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 722-729.
- Dantzig JA, Goldman YE, Millar NC, Lacktis J et Homsher E (1992). Reversal of the cross-bridge force-generating transition by photogeneration of phosphate in rabbit psoas muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 451, 247-278.
- De Luca CJ (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-63.
- De Luca CJ (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle and Nerve*, 16(2), 210-216.
- Dederig A, Harms-Ringdahl K et Nemeth G (2006). Back extensor muscle fatigue in patients with lumbar disc herniation. Pre-operative and post-operative analysis of electromyography, endurance time and subjective factors. *European Spine Journal*, 15(5), 559-569.

- Dedering A, Mikaela RH, Elfving B, Harms-Ringdahl K et Németh G (2000). Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 151-158.
- Dedering A, Nemeth G et Harms-Ringdahl K (1999). Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 103-111.
- Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C et Crielaard J-M (2006). Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint, Bone, Spine: Revue Du Rhumatisme*, 73(1), 43-50.
- Donner A et Eliasziw M (1987). Sample size requirements for reliability studies. *Statistics In Medicine*, 6(4), 441-448.
- Elfving B et Dedering A (2007). Task dependency in back muscle fatigue—Correlations between two test methods. *Clinical Biomechanics*, 22(1), 28-33.
- Elfving B, Dedering A et Nemeth G (2003). Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 619-630.
- Enoka R et Stuart G (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5), 1631-1648.
- Enoka RM (1995). Mechanisms of Muscle Fatigue: Central Factors and Task Dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 141-149.

- Farina D, Gazzoni M et Merletti R (2003). Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 319-332.
- Farina D, Merletti R et Enoka RM (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Faulkner JA et Brooks SV (1995). Muscle fatigue in old animals. Unique aspects of fatigue in elderly humans. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 384, 471-80.
- Folstein MF, Folstein SE et McHugh PR (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of psychiatric research*, 12(3), 189-198.
- Gandevia SC (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscles afferents, moto neurones and moto cortical drive. *Acta physiologica Scandinavica*, 162(3), 275-283.
- Gerdle B et Fugl-Meyer AR (1992). Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiologica Scand*, 145(2), 129-38.
- Goel V, Iron K et Williams JI (1996). Patterns of health care in Ontario. *The ICES practice atlas*, 5-26.
- Hartvigsen J, Lings S, de Leboeuf-Y C et Bakketeig L (2004). Psychosocial factors at work in relation to low back pain and consequences of low back pain; a systematic, critical review of prospective cohort studies. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(1), e2.

- Hicks AL et McCartney N (1996). Gender differences in isometric contractile properties and fatigability in elderly human muscle. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21(6), 441-454.
- Horrigan MW (2003). Introduction to the projections. *Occupational Outlook Quarterly*, 404.
- Hultman G, Nordin M, Saraste H et Ohlsen H (1993). Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders*, 62, 114-23.
- Jones N et Kieran J (2000). Exercise limitation in health and disease. *The New England Journal of Medicine*, 3439, 632-641.
- Kamen G et Caldwell GE (1996). Physiology and interpretation of the electromyogram. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13(5), 366-384.
- Kamen G, Sison SV, Du CC et Patten C (1995). Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *Journal of Applied Physiology*, 79(6), 1908-1913.
- Kankaanpaa M, Laaksonen D, Taimela S, Kokko SM, Airaksinen O et Hanninen O (1998a). Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(9), 1069-1075.
- Kankaanpaa M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O et Airaksinen O (1998b). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(4), 412-417.
- Keller A, Hellesnes J et Brox JI (2001). Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test: assessment of intraclass

- correlation coefficient and critical difference in patients with chronic low back pain and healthy individuals. *Spine*, 26(7), 771-777.
- Kent-Braun JA, A. V. Ng AV, Doyle JW et Towse TF (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Journal of Applied Physiology*, 93(5), 1813-1823.
- Koumantakis GA, Arnall F, Cooper RG et Oldham JA (2001). Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 263-266.
- Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M et Hartwig E (2005). Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1), 31-36.
- Kujala UM, Taimela S, Viljanen T, Jutila H, Vitasalo JT, Videman T et Battié MC (1996). Physical loading and performance as predictors of back pain in healthy adults A 5-year prospective study *European Journal of Applied Physiology*, 73, 452-458.
- Kumar S, Fagarasanu M, Narayan Y et Prasad N (2006). Measures of localized spinal muscle fatigue. *Ergonomics*, 49(11), 1092-1110.
- Lanza IR, Russ DW et Kent-Braun JA (2004). Age-related enhancement of fatigue resistance is evident in men during both isometric and dynamic tasks. *Journal of Applied Physiology*, 97(3), 967-975.
- Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D et Loisel P (2003). Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 305-318.

- Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P et Vadeboncoeur R (2002). Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(9), 1206-1214.
- Latimer J, Maher CG, Refshauge K et Colaco I (1999). The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine*, 24(20), 2085.
- Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O et Hanninen O (2000). Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1), 32-37.
- Léveillé SG, Guralnik JM, Hochberg M, Hirsch R, Ferrucci L, Langlois J, Rantanen T et Ling S (1999). Low back pain and disability in older women: independent association with difficulty but not inability to perform daily activities. *Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences*, 54(10), 487-493.
- Lexell J, Taylor CC et Sjöström M (1988). What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15-to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2-3), 275-94.
- Luoto S, Heliövaara M, Hurri H et Alaranta H (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 10(6), 323-324.

- Macefield G, Hagbarth KE, Gorman R, Gandevia SC et Burke D (1991). Decline in spindle support to alpha-motoneurone during sustained voluntary contractions. *Journal of Physiology*, 440, 497-512.
- Manchikanti L (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain Physician*, 32, 167-192.
- Mannion AF (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 96, 363-77.
- Mannion AF, Connolly B, Wood K et Dolan P (1997). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4), 427-439.
- Mannion AF et Dolan P (1996a). The effects of muscle length and force output on the EMG power spectrum of the erector spinae. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 6(3), 159-168.
- Mannion AF et Dolan P (1996b). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology*, 74, 411-419.
- Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM et Cooper RG (1998). The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine*, 235, 576-584.
- McGill S (2002). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation* ed. Champaign, IL: Human Kinetics.
- McKay BW, Tuel SM, Sherwood AM, Stokic DS et Dimitrijevic MR (1995). Focal depression of cortical excitability induced by fatiguing muscle contraction: a

transcranial magnetic stimulation study. *Experimental Brain Research*, 105, 276-282.

McKeon MD, Albert WJ et Neary JP (2006). Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic low back pain. *Dynamic Medicine*, 5: 6.

Merletti R, Farina D, Gazzoni M et Schieroni MP (2002). Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle and Nerve*, 25(1), 65-76.

Merletti R, Lo Conte L, Avignone E et Guglielminotti P (1999). Modeling of surface myoelectric signals--Part I: Model implementation. *IEEE Transactions On Bio-Medical Engineering*, 46(7), 810-820.

Merletti R et Lo Conte LR (1997). Surface EMG Signal Processing During Isometric Contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(4), 241-250.

Merletti R, Lo Conte LR, Cisari C et Actis MV (1992). Age related changes in surface myoelectric signals. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24(1), 25-36.

Moritani T et Muro M (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 563, 260-265.

Moritani T, Muro M et Nagata A (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *The American Physiological Society*, 60(4), 1179-1185.



- Moritani T, Nagata A et Muro M (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(3), 198-202.
- Pan ZS, Zhang Y et Parker PA (1989). Motor unit power spectrum and firing rate. *Mediccal and Biological Engineering and Computing*, 27, 482-486.
- Plamondon A, Serresse O, Boyd K, Ladouceur D et Desjardins P (2002). Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(2), 81-89.
- Proctor DN, Balagopal P et Nair KS (1998). Age-Related Sarcopenia in Humans Is Associated with Reduced Synthetic Rates of Specific Muscle Proteins. *American Society of Nutrition*, 128(2), 351-355.
- Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Oddsson LI, Buijs RJ, Levins JA, Newcombe DS et Jabre JF (1997). Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(4), 405-414.
- Roy SH, De Luca CJ et Schneider J (1986). Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *Journal of Applied Physiology*, 61(4), 1510-1517.
- Rubinstein S et Kamen G (2005). Decreases in motor unit firing rate during sustained maximal-effort contractions in young and older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 156, 536-43.

- Sjogaard G, Kiens B, Jørgensen K et Saltin B (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta physiologica Scandinavica*, 128(3), 475-484.
- Stackhouse SK, Stevens JE, Lee SCK, Pearce KM, Snyder-Mackler L et Binder-Macleod SA (2001). Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. *Physical Therapy*, 81(5), 1102-1109.
- Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MI et Macfarlane GJ (1999). Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 318(7199), 1662-1667.
- Tveit P, Daggfeldt K, Hetland S et Thorstensson A (1994). Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine*, 19(2), 199-204.
- Van Dieën JH et Heijblom P (1996). Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *Journal of Orthopaedic Research*, 14, 139-143.
- Van Dieën JH et Oude Vrielink (1993). An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 70-75.
- Van Doorn JW (1995). Low back disability among self-employed dentists, veterinarians, physicians and physical therapists in The Netherlands. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 26, 31-64.

- Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP et Snijders CJ (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), 753-758.
- Westerblad H et Allen DG (1996). The effects of intracellular injections of phosphate on intracellular calcium and force in single fibres of mouse skeletal muscle. *European Journal of Physiology*, 431(6), 964-970.
- Westerblad H, Allen DG, Bruton JD, Andrade FH et Lannergren J (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta physiologica Scandinavica*, 162, 253-260.
- Yamada H, Okada M, Oda T, Nemoto S, Shiozaki T, Kizuka T, Kuno S et Masuda T (2000). Effect of aging on EMG variables during fatiguing isometric contractions. *Journal of human ergology*, 29(1-2), 7-14.
- Yassierli Y, Maury A, Nussbaum, Irridiastadi H et Wojcik LA (2007). The influence of age on isometric endurance and fatigue is muscle dependent: a study of shoulder abduction and torso extension. *Ergonomics*, 50(1), 26-45.